

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra měřicí a řídicí techniky

**Modelování prahu sluchu u dospělé
populace
Adult population hear treshold
modeling**

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

.....
Bc. Jakub Kološ

Datum odevzdání diplomové práce: 7. 5. 2010

V Ostravě

dne 7.5. 2010

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval paní MUDr. Evě Mrázkové PhD. za poskytnutí cenných rad spojených s vypracováním mého úkolu. Dále bych poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce panu Mgr. Petru Tiefenbachovi, bez jehož odborných připomínek a konzultací by tato práce nemohla vzniknout. Můj vděk patří také všem, kteří mě při práci podporovali.

Abstrakt

Cílem této diplomové práce bylo stanovení prahu sluchu vzorku dospělé populace Moravskoslezského kraje pomocí audiometrie s využitím otoakustických emisí a vytvoření převodníku z Dpoae na tónovou audiometrii. V praktické části se měřil sluch u dospělé populace pomocí přístroje pro vyšetření otoakustických emisí a tónové audiometrie. Z výsledků těchto měření byla provedena matematická modelace u jednotlivých metod.

Klíčová slova

Otoakustické emise, vnitřní ucho, TEOAE, DPOAE, zvuk, sluch, audiometrie, Java, programování.

Abstract

The aim of this thesis was to determine the threshold of hearing the adult population of the Moravian and Silesian Region through the use of tone audiometry and otoacoustic emissions DPOAEs from a transmitter on audiometry. There was measured the hearing in adults using the device for otoacoustic emissions trstiny and tone audiometry in practical part. From the results of these measurements were carried out mathematical modeling of individual methods

Key words

Otoacoustic emission , internal ear, TEOAE, DPOAE, sound, ear, audiometry pure tone, Java, programming.

Seznam použitých symbolů a zkratk

BERA	Brain stem evoked response audiometry - kmenová audiometrie
CERA	Cortical electric response audiometry – korová audimetrie
CMOS	Complementary metal oxide semiconductor – výrobní postup procesoru
DPOAE	Distortion product of otoacoustic emission- zkreslený produkt otoakustické emise
$E_{A,Te}$	Expozice zvuku
EEG	Elektroencefalograf
EMC	Elektromagnetická kompatibilita
FFT	Fast fourier transform – rychlá fourierova transformace
HL	Hearing level – hladina hlasitosti
HTML	Hyper text markup language-značkovací jazyk pro hypertext
Hz	Jednotka zvuku
I	Intenzita zvuku
IDE	Integrated development environment-vývojové prostředí
IHC	Inner hair cells-vnitřní vláskové buňky
JAVA	Programovací jazyk
Java ME	Micro edition-základní platforma jazyka java, určená pro zařízení s omezeným výkonem
Java SE	Standard edition-aplikace provozované na stolních počítačích
Java EE	Enterprise edition-určená pro vývoj, provoz podnikových aplikací a informačních systémů
JDK	Java development kit-je soubor základních nástrojů pro vývoj aplikací pro platformu Java
JDT	Java development tools-prostředí pro tvorbu aplikací
JRE	Java runtime environment-slouží k spouštění aplikací i vývojových nástrojů
L_{AeqT}	Ekvivalentní hladina akustického tlaku
$L_{A\ max}$	Maximální hladina akustického tlaku
L_{den}	Hladina komunálního hluku
OHC	Outer hair cells-vnější vláskové buňky
PDE	Plugin development environment- modul programování nových plug-inů
REM	Rapid Eye Movement- fáze spánku
SISI test	Short Increment Sensitivity Index-test krátkodobého přírůstku intezity
SOAE	Spontaneous otoacoustic emission- spontánní otoakustické emise
SPL	Sound pressure level - hladina akustického tlaku
T	Expozice hluku
TEOAE	Tranziently evoked otoacoustic emission- trsnzientně evokované otoakustické emise
TTL	Tranzistorově tranzistorová logika- tyto typy tranzistorů jsou řízeny proudem, napájení do 5 V.
UML	Unified modeling language-grafický jazyk pro vizualizaci
WHO	World Health Organisation-Světová zdravotnická organizace
XML	Extensible markup language-je obecný značkovací jazyk
c	Rychlost zvuku
debugger	Počítačový program pro nalezení chyb
f	Frekvence
plugin	Je doplňkový modul jiné aplikace a rozšiřuje tak její funkčnost
λ	Vlnová délka

Obsah

Úvod.....	- 1 -
1 ZÁKLADY FYZIOLOGICKÉ AKUSTIKY-SLUCHOVÝ ORGÁN.....	- 2 -
1.1 ZVUK	- 2 -
1.2 SLUCH	- 4 -
1.2.1 Stavba ucha.....	- 4 -
1.2.2 Sluchová dráha	- 4 -
1.3 HLUK	- 6 -
1.3.1 Obtěžování hlukem dle WHO	- 7 -
1.3.2 Pracovní hluk.....	- 8 -
1.3.3 Poruchy způsobené hlukem	- 9 -
2 VYŠETŘENÍ SLUCHU	- 11 -
2.1 SUBJEKTIVNÍ METODY VYŠETŘENÍ SLUCHU	- 11 -
2.1.1 Vyšetření sluchu řečí	- 11 -
2.1.2 Vyšetření sluchu ladičkami	- 11 -
2.1.3 Vyšetření sluchu pomocí tónové audiometrie	- 11 -
2.2 OBJEKTIVNÍ METODY VYŠETŘENÍ SLUCHU	- 12 -
2.2.1 Měření středoušní impedance.....	- 12 -
2.2.2 Otoakustické emise.....	- 14 -
2.2.3 Snímání evokovaného potenciálu sluchové dráhy.....	- 18 -
3 MĚŘENÍ PRAHU SLUCHU	- 20 -
3.1 HISTORIE SLYŠENÍ, AUDIOMETRIE A OTOAKUSTICKÝCH EMISÍ.....	- 20 -
3.2 TECHNICKÉ NORMY	- 21 -
3.2.1 Normy pro tónovou audiometrii.....	- 21 -
3.2.2 Normy pro snímání otoakustických emisí	- 21 -
3.3 MĚŘENÍ POMOCÍ TÓNOVÉ AUDIOMETRIE	- 21 -
3.3.1 Měřicí přístroje	- 21 -
3.3.2 Měřicí technika v laboratoři	- 22 -
3.3.3 Průběh vyšetření u audiometrie	- 24 -
3.3.4 Maximální intenzity zvuku na jednotlivých frekvencích	- 28 -
3.4 MĚŘENÍ OTOAKUSTICKÉ EMISE ANALYZÁTOREM	- 28 -
3.4.1 Měřicí technika.....	- 28 -
3.4.2 Měřicí technika v laboratoři	- 28 -
3.4.3 Měření otoakustických emisí.....	- 29 -
3.4.4 Měření Tranzitorních otoakustických emisí (Teoae).....	- 30 -
3.4.5 Měření zkresleně produkovaných otoakustických emisí (Dpoae).....	- 30 -
3.4.6 Vnější popis přístroje.....	- 30 -
4 PROGRAM PRO PŘEVOD SPL NA HL	- 32 -
4.1 PROGRAMOVÁNÍ.....	- 32 -
4.1.1 Programovací jazyk JAVA.....	- 32 -
4.1.2 Programovací editor Eclipse.....	- 32 -
4.2 PŘEDPOKLADY PRO PŘEVODNÍK	- 34 -
5 MATEMATICKÁ ANALÝZA NAMĚŘENÝCH HODNOT	- 38 -
5.1 MATLAB	- 38 -
5.2 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ	- 39 -
5.2.1 Jednotlivé proměnné a grafy	- 39 -
5.3 ZPRACOVÁNÍ NAMĚŘENÝCH HODNOT.....	- 42 -
5.3.1 Naměřené hodnoty.....	- 43 -
5.3.2 Výsledky měření tónová audiometrie a zkresleného produktu oae (pose)	- 45 -

6 VYHODNOCENÍ METODIKY MODELOVÁNÍ PRAHU SLUCHU DOSPĚLÉ POPULACE	- 53 -
ZÁVĚR.....	- 54 -
SEZNAM UŽITÉ LITERATURY	- 55 -
SEZNAM PŘÍLOH.....	- 57 -

Úvod

U člověka je slyšení důležité k rozvoji řečového ústrojí. Aby člověk porozuměl nejen mluvenému slovu, ale také ději, který se kolem něho odehrává, je potřeba, aby měl dobrý sluch. Pokud neslyšíme nebo špatně slyšíme, těžko se s okolím dorozumíváme. Postupem věku se sluch zhoršuje, sluchový práh se zvyšuje. Nejprve se sluch začíná zhoršovat v nejvyšších frekvencích (20 kHz) a postupně se sluchové prahy zvyšují pro střední a nakonec i pro hluboké frekvence. U žen se v průměru sluch zhoršuje o něco pomaleji než u mužů stejné věkové kategorie. Rychlejší nebo pomalejší zhoršování sluchu věkem je dáno různými faktory, u zdravých lidí především dědičností.

Ve zhoršování sluchu věkem existují poměrně velké individuální rozdíly. Není výjimkou, že i staré osoby slyší normálně. Člověk je po dlouhá léta v civilizovaných krajinách vystaven pro sluch negativním faktorům (hluk, stres). Nelze přesně rozhodnout jakou část postižení sluchu ve stáří způsobuje fyziologický proces stárnutí a kolik lze přičíst vnějším civilizačním vlivům.

Diplomová práce je rozdělena na dvě části: teoretickou a praktickou

Teoretická část je rozdělena na tři kapitoly. V první kapitole je popsáno šíření zvuku, fyziologie sluchu a hluk. V druhé kapitole je popsána vyšetřovací technika, určena pro otorinolaryngologii. V třetí kapitole jsou popsány podrobně dvě vyšetřovací techniky, a to subjektivní tónová audiometrie a objektivní metoda otoakustické emise.

Praktická část je rozdělena na dvě části. V první je zpracován program pro převod hladiny akustického tlaku (SPL) na sluchové ztráty (HL), tónová audiometrie je vedena v HL hodnotách a zkrácený produkt je v SPL. Pro srovnání těchto dvou metod je nutný převod na stejnou jednotku, a to na HL. V druhé části jsou statisticky zpracovány naměřené hodnoty.

V závěrečné kapitole jsou pak shrnuty výsledky naměřených hodnot.

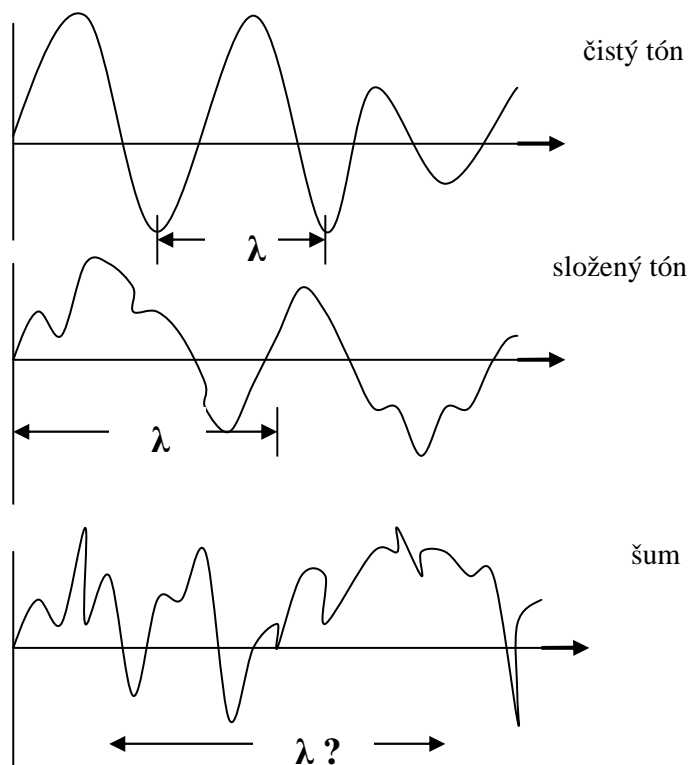
1 Základy fyziologické akustiky-sluchový orgán

Sluch jako takový patří mezi smysly. Živočichové jím vnímají své okolí. Bez sluchu si nikdo nedovede představit život. Ale i život se dá uspořádat tak, aby se člověk dorozuměl. U člověka je důležité slyšení k rozvoji řečového ústrojí, tak aby člověk porozuměl nejen mluvenému slovu, ale ději, který se kolem něho odehrává. Pokud v přírodě ten či onen neslyší je daný tvor odevzdán svému osudu napospas, příroda dává najevo, že existuje právo silnějšího. Ale v dnešním světě, zvláště v tom lidském existuje řada vymožeností, které umožňují zlepšit kvalitu lidského života i po stránce slyšení.

1.1 Zvuk

Zvuk s frekvencí nižší než 20 Hz nazýváme infrazvuk. Zvuk s frekvencí vyšší než 20 kHz nazýváme ultrazvuk. Zvuk je každé podélné, mechanické vlnění v látkovém prostředí, které je schopno vyvolat v lidském uchu sluchový vjem a příčné zvukové vlnění se šíří v pevných látkách.

V blízkosti zvukového zdroje se vzduch střídavě zhušťuje a zředňuje. Toto kolísání tlaku se šíří rychlostí zvuku (c), jehož se hodnota rovná při teplotě 0°C 332m/s . Vzdálenost dvou sousedních míst se stejným akustickým tlakem se označuje jako vlnová délka (λ), maximální odchylka tlaku od klidové polohy je amplituda (a). Pokud se vlnová délka (λ) zvětšuje, je slyšet hlubší tón. Pokles amplitudy znamená naproti tomu tišší tón.



Obr. 1 Příklady zvuků

Výška tónu se obvykle udává jako tónová frekvence, která vyjadřuje, kolikrát se na jednom místě akustického pole vyskytne kolísání akustického tlaku. Jednotkou frekvence je Hertz (Hz). Frekvence (f), vlnová délka (λ) a rychlost zvuku (c) jsou navzájem závislé, vyjadřuje to vztah:

$$c = f * \lambda \text{ (m*s}^{-1}\text{)}$$

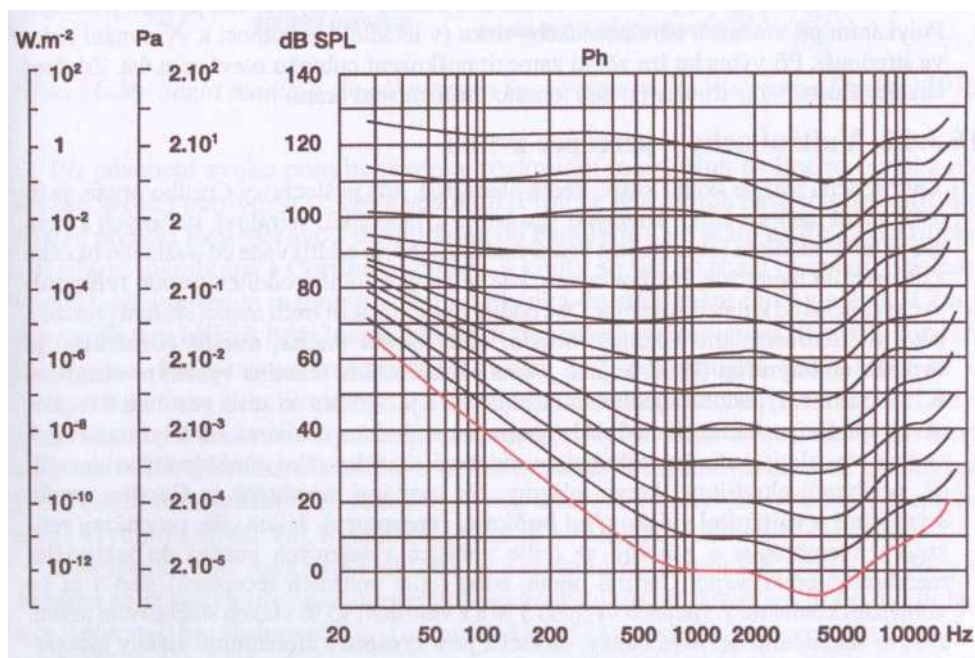
Tón označuje pouze čisté sinusové kmitání. Tón většiny zvukových zdrojů se skládá z tónů různých frekvencí a amplitud. Při tom vzniká komplikované, avšak periodické kmitání, tzv. základní tón. V něm obsažený nejnižší tón určuje výšku tónu, vyšší tóny vytvářejí barvu zvuku. Tóny o stejné hladině zvuku leží na přímkách rovnoběžných s abscidou. Při vyšetření sluchu se používají nejčastěji tzv. „čisté tóny“, které se využívají např. u ladičky.

Akustický tlak se může porovnávat na základě frekvence a nebo pomocí logaritmické měrné jednotky hladiny akustického tlaku (v angl. Sound pressure level) s veličinou decibel (dB SPL). Pro výpočet zvolíme libovolný akustický tlak p_0 , kde p_x je skutečný akustický tlak.

$$\text{Hladina akustického tlaku (dB)} = 20 * \log (p_x / p_0)$$

Protože lidské ucho není při různých výškách tónu stejně citlivé, byla zavedena stupnice subjektivně vnímané hladiny hlasitosti ve fonech (Ph), která se kryje se stupnicí decibelovou jen při frekvenci kolem 1000 Hz, kdy je ucho nejcitlivější. Při frekvencích nižších či vyšších je hodnota decibelová vyšší než fónová (hladina hlasitosti). Křivky spojující stejné hodnoty hladiny hlasitosti se nazývají izofony (Obr.2).

Intenzita zvuku I (W*m^{-2}) je akustická energie, která projde jednotkou plochy za časovou jednotku. I je úměrná $(p_x)^2$, proto není možno lineárně přepočítávat hodnoty v dB. Nejslabší tón, který jsou mladí lidé slyšet s normálním prahem sluchu má intenzitu jedné biliontiny W/m^2 . Velice silné zvuky mají intenzitu až 100 (W*m^{-2}) a více. Spektrum intenzit zvuků, které vnímáme je velmi rozsáhlý.



Obr. 2 Závislost hlasitosti tónů na jejich frekvenci [2]

1.2 Sluch

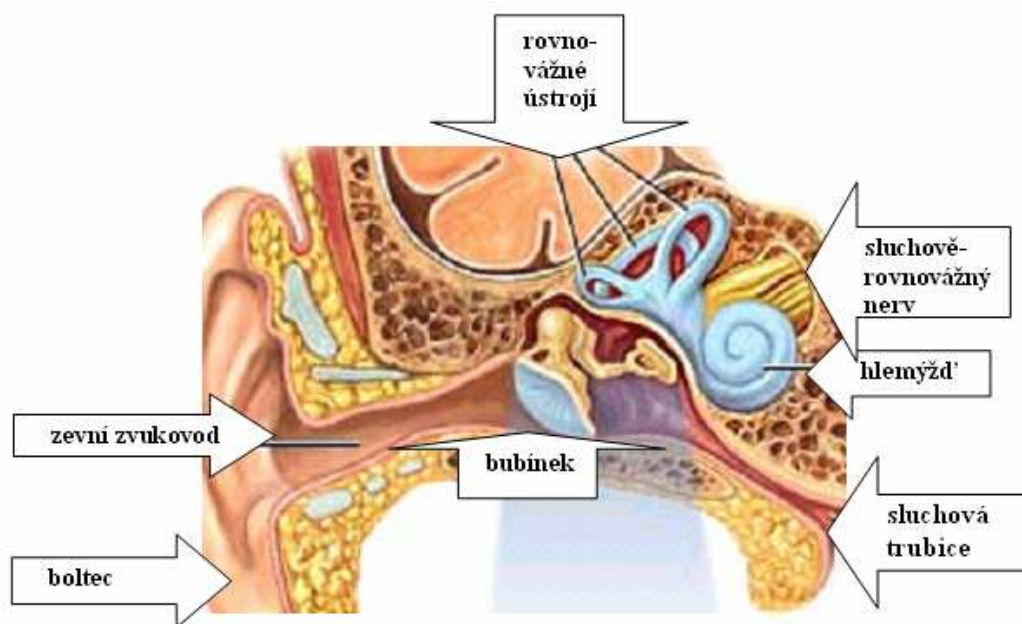
Sluch patří mezi několik smyslů člověka. Mladí lidé slyší v rozsahu od 16 do 20000 Hz. Ve stáří se sluchová hranice posunuje k nižším frekvencím a vyšší hlasitosti. Orgán, kterým slyšíme je ucho. Ucho reaguje na tlak vzduchu a náleží mezi nejcitlivější mechanoreceptory, může zaznamenávat nejmenší energii o $5 \cdot 10^{-23}$ Joulů. Lidský sluch je nejcitlivější v oblasti mezi 1kHz až 3kHz. Lidské ucho může rozlišit až 400 tisíc různých zvuků. Lidské ucho je rozděleno na tři části a to: vnější, střední a vnitřní ucho.

1.2.1 Stavba ucha

Vnější ucho je složeno z boltce, který se skládá z chrupavčité tkáně, jež je pokryta jemnou kůží. Na boltec navazuje vnější zvukovod, který je složen z chrupavčité a kostěné tkáně, kterou chrání kůže s mazovými žlázkami."

Střední ucho je složeno ze soustavy dutinek ve spánkové kosti, bubínku a středoušních kůstek (kladívka, kovádky a třmínku) spolu se sluchovou trubicí tzv. Eustachovou trubicí, která je dlouhá 4 cm. A při polykání a zívání se stěny otevírají, jimiž se umožní k vyrovnání tlaku. Bubínek je tenká blána, která odděluje vnější zvukovod od středního ucha.

Vnitřní ucho je uloženo v dutinách spánkové kosti, vnitřní ucho je tvořeno kostěným a blanitým hlemýžďem. Tento systém je vyplněn vodnatou tekutinou perilymfou. V endolymfě se nachází tenký blanitý labyrint v zavěšením stavu. Labyrint je vyplněn endolymfou, která cirkuluje a omývá orgány a receptory vnitřního ucha. Blanitý labyrint se skládá ze dvou váčků, tří polokruhovitých kanálků a hlemýžďe ve kterém je uložen Cortiho orgán. V těchto částech je uložen rovnovážný systém



Obr. 3 Lidské ucho [1]

1.2.2 Sluchová dráha

Sluchový analyzátor je vystavěn etážovitě, má část převodní a percepční s dráhovými projekcemi od vnitřního ucha přes mozkový kmen, podkorová ústředí až do primárních a sekundárních sluchových center kury mozkové.

Zvukové vlnění šířící se např. vzduchem, se zachytí nejprve ušním boltcem, pak toto tlakové zvukové vlnění postupuje vnějším zvukovodem na bubínek. Částice vzduchu, které jsou zhuštěny narážejí na membránu bubínku ten se začne prohýbat do dutiny středního ucha. Vlivem prohýbání blány bubínku se zvuková energie přenáší na kladívko, kovádlínku a třmínek. Třmínkem přes membránu oválného okénka se rozechvěje perilymfa, v níž je uložen kostěný a v něm blanitý hlemýžď. Receptory sluchu jsou uloženy ve vnitřním uchu v blanitém hlemýždi. Blanitý hlemýžď je vyplněn tekutinou nazvanou endolymfou.

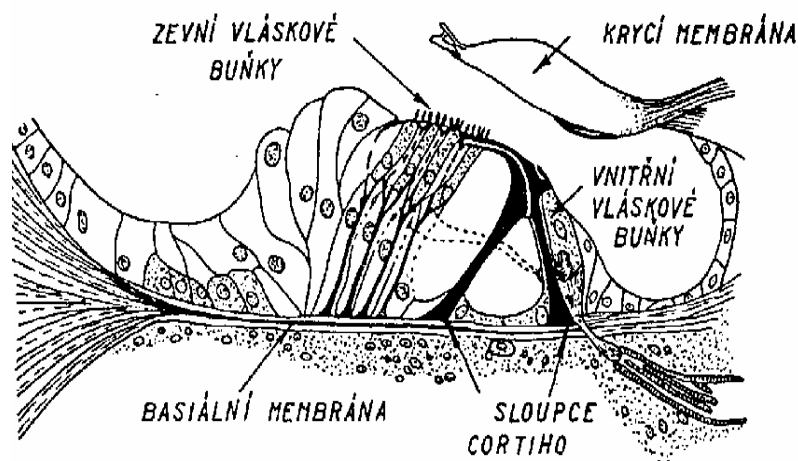
Pomocí ní se přenáší zvukové vlnění. Přenos zvukového vlnění endolymfou způsobí posun krycí membrány proti bazální. Vlásokové buňky jsou umístěny na membráně bazální. Smyslové vlásokové buňky jsou uspořádány do podélných řad. Blíže k modiolu tj. centrálnímu kostěnému sloupku hlemýždě je jedna řada vnitřních vláskových buněk u člověka je jich přibližně 3,5 tisíce, blíže k zevní stěně hlemýždě jsou 3 řady vnějších vláskových buněk, okolo 12 tisíc buněk. Oba druhy vláskových buněk mají na své endokochleární straně kutikulární ploténku se stereociliemi. Apikální povrch buněk se stereociliemi je obklopen endolymfou, zatímco zbytek buněčného povrchu perilymfou.

Každá vnější vlásoková buňka má asi 100 – 200 stereocilií uspořádaných do tří rovnoběžných řad. Vrcholky nejdelších stereocilií jsou zakotveny v tektoriální membráně. Stěna vnějších vláskových buněk obsahuje kontraktilní proteiny – aktin, myosin a prestin. Prestin je schopen aktivním prodloužením nebo zkrácením zareagovat na nervovou nebo chemickou stimulaci. Při depolarizaci se buňka zkracuje asi o 3-5% své délky, při hyperpolarizaci se její délka prodlužuje. A tím se zvukové vlnění přenáší dál na vnitřní vlásokové buňky.

Vnitřní vlásokové buňky jsou vlastními receptorovými buňkami. Až 95% aferentních vláken sluchového nervu je spojeno se synaptickou částí vnitřních vláskových buněk. Podle Kempovy hypotézy nedochází ke stimulaci vnějších vláskových buněk pomalu se šířící se postupující vlnou, ale buňky samotné mají funkci naladěných rezonančních obvodů a reagují přímo na zvukové vlny, které se rychle šíří v kapalném prostředí endolymfy. Tato schopnost vnějších vláskových buněk, zesílit vibrace v endolymfě, se uplatní především za nízké intenzity zvuku, kdy zesílení vibrací způsobí pohyb stereocilií vnitřních vláskových buněk a vyvolá jejich podráždění. Vnější (OHC) a vnitřní (IHC) vlásokové buňky kochleý tvoří dvě funkčně rozdílné skupiny, lišící se i svou inervací.

Ze tří řad vnějších vláskových buněk odstupuje jen asi 5% celkového počtu aferentních vláken. Jedná se o nemyelizovaná vlákna, která jsou bohatě rozvětvená. Na jedno vlákno tak připadá deset vnějších vláskových buněk.

Z jedné řady vnitřních vláskových buněk odstupuje 95% z celkového počtu aferentních vláken. Jedná se o dendrity gangliových buněk. Každá vnitřní vlásoková buňka je napojena asi na dvacet dendritů aferentních vláken.



Obr. 4 Řez Cortiho orgánem [1]

Aferentní informace je vedena do vyšších struktur sluchové dráhy cca. 40 tisíci myelinizovanými vlákny sluchového nervu, která svými periferními synapsemi začínají na spodině vnitřních vláskových buněk. Dále se tato informace šíří pomocí neuronů v VII. hlavového nervu, kterou vedou až do mozkového kmene, ke spánkovému laloku, kde se nachází sluchové centrum. Nadpoloviční většina vláken sluchové dráhy se kříží v prodloužené míše, a tím je dosaženo prostorového a směrového slyšení a také nepodmíněných reflexů.

1.3 Hluk

Hluk je jedním z faktorů životního prostředí, který si lidé čím dál víc uvědomují. Především v městských aglomeracích jsou lidé vystavováni nadměrné hlukové zátěži, která se rok od roku zvyšuje, jak se zvyšuje podíl automobilové i letecké dopravy, ale také stavebního ruchu, průmyslové výroby ale i dalších faktorů. Hlukem se rozumí akustický signál, jehož působení člověka poškozuje, ruší a obtěžuje.

Dlouhodobá expozice neboli vystavení nadměrnému hluku může vyvolat závažné účinky, které rozdělujeme na:

- specifické- projevující se při dostatečné hladině akustického tlaku nad 80 dB poruchou sluchového ústrojí
- nespecifické vykazující prakticky celém pásmu hladin zvuku, mezi které patří: nervové poruchy, poruchy spánku, soustředění, paměti a u citlivých jedinců i další zdravotní potíže.

Limity hluku:

Pro vnitřní prostory staveb:

- v denní době 40 dB
- v noční době 30 dB

Pro venkovní prostory staveb tzv. chráněný prostor:

- základ v denní době 50 dB
- základ v noční době 40 dB

K nimž se připočítává:

- hluk z pozemní dopravy na veřejných silničních a železničních komunikacích + 5 dB
- hluk v okolí hlavních pozemních komunikací a ochranném pásmu drah + 10 dB
- tzv. stará hluková zátěž (historicky existující hluk z dopravy) + 20 dB

db	Příklady vnímání člověkem
0	práh slyšitelnosti
20	hluboké ticho, bezvětrí, akustické studio
30	šepot, velmi tichý byt, tichá ulice
40	tlumený hovor, šum v bytě, tikot budíku
50	klid, tichá pracovna, obrácení stránek novin
60	běžný hovor, zvuky psacího stroje
70	mírný hluk, hlučná ulice, běžný poslech televize
80	velmi silná reprodukováná hudba, vysavač v blízkosti
90	silný hluk, jedoucí vlak
100	sbíječka, přádelna, řetězová pila
110	velmi silný hluk, živá rocková hudba, kovárna kotlů
120	startující proudové letadlo
130	práh bolesti
140	akustické trauma, 10 m od startujícího proudového letadla
170	zábleskový granát

Tab. 1 Intenzity hluku

1.3.1 Obtěžování hlukem dle WHO

Šíření hluku v životním prostředí, ať bereme prostředí vnitřní či venkovní, můžeme brát i z hlediska ztížené řečové komunikace, kdy se člověk snaží domluvit za ztížených zvukových podmínek s někým jiným. Ale také z jiných hledisek, jako je obtěžování, pocity nespokojenosti, rozmrzelosti zkrátka psychické vyrovnanosti. Z těchto ukazatelů vychází hodnocení zdravotních rizik hluku z definice WHO, kdy se za zdraví nepovažuje pouze nepřítomnost choroby, nýbrž je chápáno v celém kontextu souvisejících fyzických, psychických a sociálních aspektů

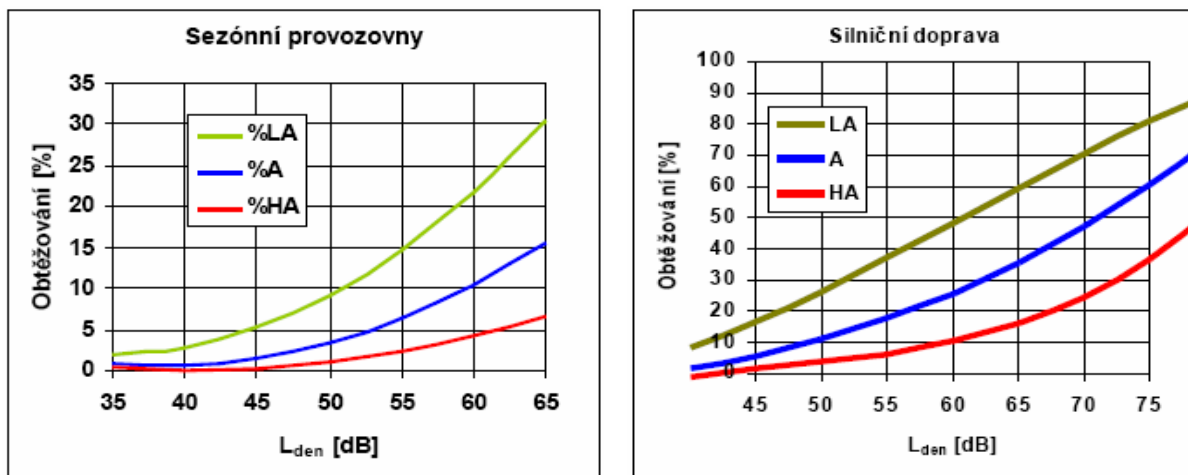
Z informací vydaných WHO obecně vyplývá, že kritickým účinkem hluku je rušení spánku, obtěžování a zhoršení řečové komunikace. Podle doporučení WHO by denní ekvivalentní hladina hluku neměla v okolí domu přesáhnout 55 dB a noční ekvivalentní hladina hluku by neměla překročit 45 dB, přičemž se předpokládá pokles hladiny hluku až o 15 dB při přenosu venkovního hluku do místnosti zčásti otevřeným oknem.

Maximální hodnoty jednotlivých hlukových událostí v noci by pak neměly uvnitř místnosti přesáhnout $L_{A \max} = 45$ dB, popřípadě 60 dB venku, a počet těchto událostí by během noci neměl přesáhnout 10 – 15 ze všech zdrojů hluku.

Prostředí	Kritický zdravotní projev	L_{Aeq} dB	Působení hod	L_{Aeq} dB
venkovní	Pocit velkého obtěžování (PVO)	55	16	
	Pocit středního obtěžování (PSO)	50	16	
obytné	Srozumitelnost řeči (PSO)	35	16	
ložnice	Narušení spánku (NS)	30	8	45
mimo ložnici	Narušení spánku, omezení větrání	45	8	60

Tab. 2 Obtěžování hlukem[21]

Vyjádření míry obtěžování hlukem u exponovaných osob z provozu posuzované technologie lze použít údaje uvedené v publikaci WHO „Guidelines for community noise“, Ženeva, 1999.



Obr. 5 Grafy sezónní provozovny a silniční dopravy[21]

Oba grafy udávají počty obtěžovaných osob v procentech v závislosti na ekvivalentní hladině komunálního hluku vyjádřenou jako L_{den} .

1.3.2 Pracovní hluk

Při posuzování hluku se nejčastěji zabýváme hlukem, který se šíří vzduchem od zdroje. Subjektivně rozeznáváme hlasitost, výšku a barvu zvuku. Podle časového průběhu rozdělujeme zvuk na ustálený, proměnný, přerušovaný nebo impulsní.

Rozlišujeme hluk daný provozem pohonné jednotky a hluk z vlastní technologie pracovní činnosti. Například při práci s bouracím kladivem, bruskou či nastřelovací pistolí můžeme rozlišit technologický hluk vyplývající z interakce nástroje a opracovávaného materiálu od samotného hluku pohonného agregátu, který bývá deklarován na štítku zařízení na základě výsledků typové zkoušky. Je také zřejmé, že při obsluze shodného strojního zařízení můžeme v závislosti na podmínkách prostředí zjistit podstatné rozdíly v expozici hluku. V současnosti se v lehkém průmyslu hojně rozšiřuje impulsní ultrazvukové svařování dílů, které vede u obsluhy k nadměrné expozici vysokofrekvenčnímu hluku a ultrazvuku.

Při posuzování hluku na pracovištích se rozlišují měření hluku na pracovním místě, měření hluku v pracovním prostoru, měření hlukové zátěže jednotlivce. Měření na pracovním místě se provádí v případech, kdy se pracovník zdržuje převážně na jednom pracovním místě a zbývající expozice hluku je nepodstatná. Měření hluku v pracovním prostoru se uskutečňuje v případech, kdy v pracovním prostoru je rozmístěno větší množství obdobných zdrojů hluku a lidé při práci mění pracovní místa. Přímé měření hlukové zátěže jednotlivce se provádí v případech, kdy pracovník mění často pracovní místo a hluk na jednotlivých místech je značně rozdílný. Pro přímé měření hlukové zátěže se používají osobní hlukové expozimetry.

Základním deskriptorem pro popis hluku v pracovním prostředí je hladina akustického tlaku L_p [dB], vztažená k referenčnímu akustickému tlaku $20 \mu\text{Pa}$, který odpovídá prahu slyšení na kmitočtu 1000 Hz. Vyjádření úrovně hluku v decibelech jednak vystihuje fyziologii slyšení, kdy lineární přírůstek sluchového vjemu odpovídá relativní změně podnětu, jednak umožňuje přehlednější třídění hlukových údajů, neboť dynamický rozsah od prahu slyšení $20 \mu\text{Pa}$ do prahu bolesti 200 Pa , tj. 7 řádů, je pokryt rozsahem 140 dB. Je však třeba mít na paměti, že hladina akustického tlaku je energetická veličina a že lineární přírůsteky hladin

odpovídají kvadratickému nárůstu akustického tlaku. Například těsně nad prahem slyšení je nárůst hladiny akustického tlaku o 2 dB nevýznamný, na 100 dB však stejný nárůst znamená podstatné zvýšení expozice zaměstnance.

Citlivost sluchu není v závislosti na kmitočtu slyšitelného zvuku konstantní. Nejvyšší citlivost je v rozsahu kmitočtů 1 kHz až 4 kHz. Směrem ke krajním slyšitelným kmitočtům vně tohoto rozsahu pak citlivost sluchu výrazně klesá.

Při působení ustáleného, proměnného nebo přerušovaného hluku a impulsního hluku v průmyslových prostorech s vysokou úrovní hluku pozadí je míra nepříznivého působení na sluch úměrná celkové akustické energii v místě hlavy pracovníka. V takových případech se expozice vyjadřuje ekvivalentní hladinou akustického tlaku L_{AeqT} . Pokud expozice hluku T netrvá po celou pracovní dobu $T_0 = 8$ h, je třeba ji normovat korekcí K podle vztahu

$$K = 10 \cdot \log T/T_0$$

Přípustný expoziční limit L_{Aeq8h} činí při fyzické práci pro osmihodinovou pracovní dobu 85 dB. Na duševní práci se vztahuje hygienický limit 50 dB. Ve velínech a na řídicích pracovištích může být L_{AeqT} nejvýše 60 dB. Hluková zátěž pracovníka se vyjadřuje expozicí zvuku $E_{A,Te}$. Základní limitní hodnota expozice zvuku $L_a=3640$ Pa²s odpovídá ekvivalentní hladině akustického tlaku $L_{AeqT}=85$ dB.

Standardní metody měření hluku v pracovním prostředí se řadí do tří tříd přesnosti, přičemž výsledky měření se uvádějí včetně přidružených nejistot. Přesnost měření hluku vyplývá z třídy přístrojů a přesnosti použitých metod. Nejpresnější jsou referenční měření hluku v 1. třídě přesnosti, kdy je celková nejistota do 1,6 dB včetně. V 2. třídě přesnosti se nejistota nachází v pásmu od 1,6 dB do 3 dB včetně. Nejmeně přesná provozní měření hluku ve 3. třídě přesnosti pak vykazují nejistotu v pásmu od 3 dB do 8 dB včetně. Pro hygienické posouzení expozice jsou nejvhodnější referenční a technická měření hluku.

1.3.3 Poruchy způsobené hlukem

Poškození sluchového aparátu projevující se sluchovou ztrátou je dostatečně prokázáno u pracovní expozice hluku v závislosti na výši hladiny hluku a trvání let expozice. Riziko sluchového postižení však existuje i u hluku v mimopracovním prostředí při různých činnostech spojených s vyšší hlukovou zátěží. Z fyziologického hlediska jsou podstatou poškození zprvu přechodné a posléze trvalé funkční a morfologické změny smyslových a nervových buněk Cortiho orgánu vnitřního ucha. Epidemiologické studie prokázaly, že u více než 95 % exponované populace nedochází k poškození sluchového aparátu ani při celoživotní expozici hluku v životním prostředí a aktivitách ve volném čase do 24 hodinové ekvivalentní hladiny akustického tlaku $L_{Aeq,24h} = 70$ dB.

Při nárazovém působení vysokých hladin akustického tlaku hrozí akutní akustické trauma s poškozením bubínku a struktur středního a vnitřního ucha při hodnotách akustického tlaku nad 130 dB. Práh bolestivosti při vnímání hlukových podnětů u zdravých osob je udáván mezi 110 – 130 dB, avšak vykazuje značnou individuální variabilitu. Práh nepříjemného vnímání hluku je mezi 80 – 100 dB. V některých případech, jako jsou např. zánětlivá onemocnění bubínku a středního ucha, nebo Menierova nemoc, však práh bolestivého nebo nepříjemného vnímání hlukových impulsů může být i nižší. Toto platí i u osob používajících některé typy naslouchadel. K prevenci akutních sluchových poškození by hodnoty maximální hladiny akustického tlaku L_{Amax} měly být nižší, nežli 110 dB

Zhoršení řečové komunikace v důsledku zvýšené hladiny hluku má řadu prokázaných nepříznivých důsledků v oblasti chování a vztahů, vede k podrážděnosti, nejistotě, poklesu pracovní kapacity a pocitům nespokojenosti. Pro dostatečně srozumitelné vnímání složitějších zpráv a informací jako je: cizí řeč, výuka, telefonická konverzace by rozdíl mezi hlukovým pozadím a hlasitostí vnímané řeči měl být nejméně 15 dB a to nejméně v 85 % doby. Při průměrné hlasitosti řeči je 50 dB by tak nemělo hlukové pozadí v místnostech převyšovat 35 dB.

Nepříznivý účinek	dB(A) den						
	40–45	45–50	50–55	55–60	60–65	65–70	70+
Sluchové postižení*							
Zhoršené osvojení řeči a čtení u dětí							
Ischemická choroba srdeční							
Zhoršená komunikace řeči							
Silné obtěžování							
Mírné obtěžování							

Tab. 3 Prokázané nepříznivé účinky hlukové zátěže – den (LAeq, 6–22 h),[23]

* přímá expozice hluku v interiéru (LAeq, 24h)

Obtěžování hlukem je nejobecnější reakcí lidí na hlukovou zátěž. Uplatňuje se zde jak emoční složka vnímání, tak složka poznávací při rušení hlukem při různých činnostech. Defakto psychické vnímání okolí a odrazy na psychické odrazy do okolí. V normální populaci je 10-20 % vysoce senzitivních osob, stejně jako velmi tolerantních, zatímco u zbylých 60-80 % populace víceméně platí kontinuální závislost míry obtěžování na intenzitě hlukové zátěže. Hodnocení obtěžujícího účinku kombinované expozice hluku z různých zdrojů je velmi obtížné a doposud k tomu neexistuje obecně přijatý model.

Nepříznivé ovlivnění spánku hlukem se prokazatelně projevuje obtížemi při usínání, probouzením, narušením délky a hloubky spánku, zejména redukcí důležité REM fáze spánku. Vlivem hluku je možné pozorovat u spících osob zvýšení krevního tlaku, zrychlení srdečního pulsu, zvýšenou frekvenci pohybů, změny dýchání. Prokazatelné je též zvýšené uvolňování stresových hormonů.

Nepříznivý účinek	dB(A) noc					
	35–40	40–45	45–50	50–55	55–60	60+
Zhoršená nálada a výkonnost následující den						
Subjektivně vnímaná horší kvalita spánku						
Zvýšené užívání sedativ						
Obtěžování hlukem						
Zvýšená nemocnost						

Tab. 4 Prokázané nepříznivé účinky hlukové zátěže – den (LAeq, 22–6 h)[23]

K narušení spánku vede jak ustálený, tak i proměnný hluk. V aktualizovaném doporučení WHO z roku 2007 je pro hodnocení noční hlukové expozice stanovena jako jednotný hlukový deskriptor hladina hluku L_{night} . Prahová hodnota L_{night} pro subjektivní rušení spánku a problémy s nespavostí je dle WHO je 42 dB, pro užívání sedativ a prášků na spaní 40 dB. Z neúplně prokázaných účinků udává WHO prahovou hladinu hluku je 60 dB pro psychické poruchy.

Nepříznivé ovlivnění výkonnosti hlukem bylo zatím sledováno převážně v laboratorních podmínkách u dobrovolníků. Zvláště citlivá na působení zvýšené hlučnosti je tvůrčí duševní práce a plnění úkolů spojených s nároky na paměť, soustředěnou a trvalou pozornost a komplikované analýzy.

Ovlivnění kardiovaskulárního systému hlukem bylo prokázáno v řadě epidemiologických a klinických studií u populace žijící v hlučných oblastech kolem letišť, průmyslových závodů nebo hlučných komunikací.

Akutní hluková expozice aktivuje jako nespecifický stresové autonomní a hormonální systém a vede k přechodným změnám ve fyziologických funkcích a metabolismu, jako je ovlivnění krevního tlaku, tepu, hladiny krevních lipidů, glukózy, vápníku a hořčíku, faktorů krevní srážlivosti aj. Předpokládá se, že po dlouhodobé expozici mohou u citlivých jedinců tyto funkční změny a dysregulace vést ke zvýšenému riziku kardiovaskulárních onemocnění, tj. hypertenze, arteriosklerózy a ischemické choroby srdeční.

[1],[2],[3],[15],[16],[17],[18],[19],[20],[22],[23]

2 Vyšetření sluchu

Vyšetření sluchu se rozděluje na subjektivní a objektivní metody vyšetření.

2.1 Subjektivní metody vyšetření sluchu

Subjektivní metody vyšetřování sluchu, jsou takové, k nimž potřebujeme spolupráci subjektu-pacienta. U některých vyšetření sluchu je velice obtížné subjekt-pacienta vyšetřit.

2.1.1 Vyšetření sluchu řečí

Se provádí v tiché místnosti nejméně 6 metrů dlouhé, kde jeden rozměr je roven druhému. Vyšetřuje se plným hlasem a šepotem.

2.1.2 Vyšetření sluchu ladičkami

Používá se ladička jako zdroj zvuku se známou a konstantní frekvencí. Vyšetřením rozlišujeme percepční a převodní nedoslýchavost srovnáním délky slyšení kostního a vzdušného vedení. Vyšetření ladičkou je jen orientační.

2.1.3 Vyšetření sluchu pomocí tónové audiometrie

Se provádí pomocí generátoru tónu o určitém kmitočtu-frekvenci udávané v Hz a intenzitě (dB). Tón, který vzniká v generátoru, je veden do vyšetřovaného ucha sluchátky, pokud vyšetřujeme vzdušné vedení, nebo kostním vibrátorem při vyšetření kostního vedení. Přístroj (Obr.6) je nastaven cejchováním na nulovou hodnotu na sluchový práh vzdušného nebo kostního vedení normálně slyšících lidí. Výsledek měření se zaznamenává do audiogramu. A měření je prováděno v odhlučněné místnosti- tiché komoře.

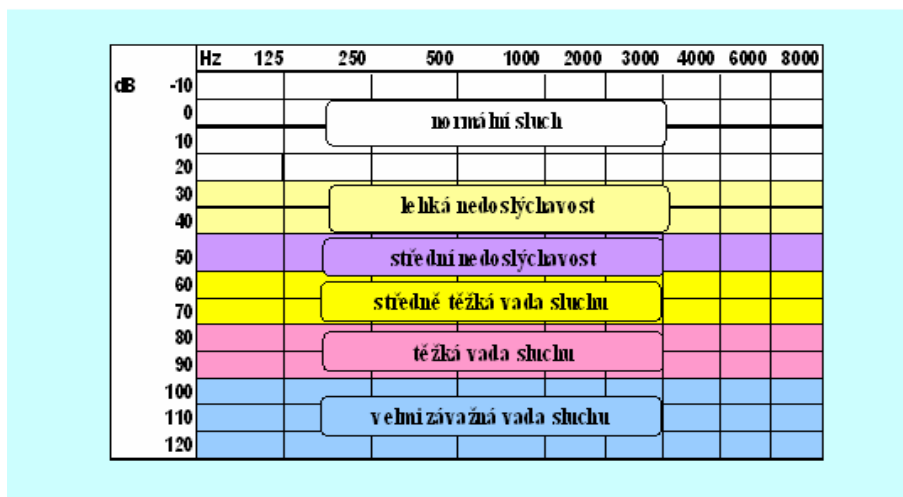


Obr. 6 Audiometr Madsen Orbiter 922

Měření je prováděno:

- na frekvencích od 125 Hz – 10 kHz
- intenzity od -10 dB – 100 dB

Měřením pomocí tónové audiometrie zjišťujeme sluchový práh nemocného, toto vyšetření patří do metod subjektivních vyšetření. Na audiogramu můžeme zjistit tíži nedoslýchavosti.



Obr. 7 Stupňování nedoslýchavosti dle audiogramu [1]

Pomocí tónové audiometrie rozlišujeme jednotlivé typy nedoslýchavosti:

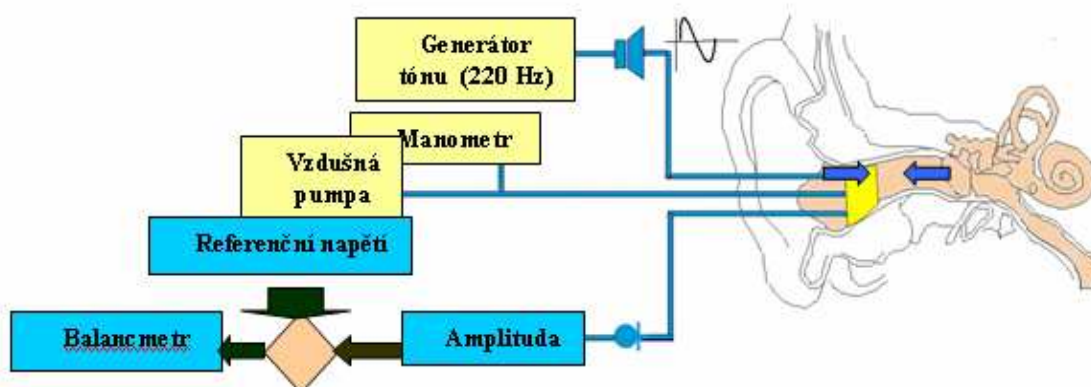
- Percepční nedoslýchavost - souměrné ztráty na vedení kostním a vzdušném
- Převodní nedoslýchavost - ztráty na vzdušném vedení, ale je normální kostní vedení
- Smíšená nedoslýchavost - je kombinací obou předchozích

2.2 Objektivní metody vyšetření sluchu

Tyto metody vyšetření nám umožňují vyšetřovat pacienty bez jejich spolupráce.

2.2.1 Měření středoušní impedance

Při měřeních středoušní impedance je důležité to, aby bubínek nebyl porušen, to znamená, aby byl celistvý. Měřením je zjišťována akustická energie odražená od bubínku. Generátorem je vytvořen tón zpravidla o frekvenci 220 Hz, který je přiveden do zvukovodu. Při dopadu zvukové energie na bubínek se část akustické energie odrazí zpět na sondu a část se převede přes bubínek na převodní systém středního ucha. Pokud je bubínek málo pružný, převede se méně akustické energie do středouší, toto platí i obráceně pokud je bubínek velice pružný.



Obr. 8 Blokové schéma tympanometru [1]

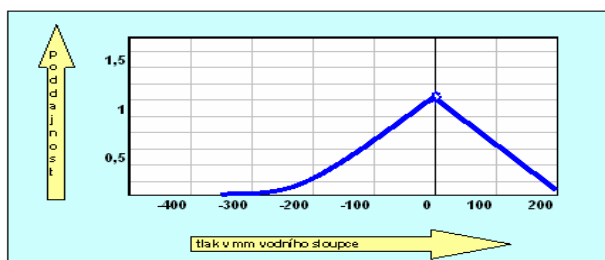
2.2.1.1 Tympanometrie – měření statické compliance

Je měření, jejímž základem je zjišťování poddajnosti bubínku v závislosti na tlaku vzduchu ve zvukovodu. Vyšetření se provádí při utěsněném zvukovodu. Tlak ve zvukovodu se mění průběžně od + 200 mm H₂O do -400 mm H₂O. Měřením zjišťujeme impedanci, která je závislá na flexibilitě bubínku.

Když bude vyrovnán tlak ve středouší jako v zevním zvukovodu, pak je nejvíce bubínek poddajný. Toto znamená, že je nejmenší impedance. Ovšem, pokud v zevním zvukovodu je vysoký tlak, bubínek se prohýbá do středouší, tím pádem je impedance vyšší. Když je ve zvukovodu nízký tlak, bubínek se prohne do zevního zvukovodu a impedance je ovšem také větší. Pro vyšetření je důležitá celistvost bubínku, aby nebyl perforován. U tympanometrie je výsledkem měření graf, který určuje výšku, vrchol a tvar křivky:

- Z výšky křivky se určuje poddajnost bubínku. Pokud bude křivka vyšší, bude tím bubínek poddajnější a také impedance menší
- Z vrcholu křivky se zjistí hodnota tlaku vodního sloupce při kterém je bubínek nejpoddajnější. Pokud se vyskytuje víc v záporných hodnotách tím bude větší podtlak ve středouší.
- Z tvaru křivky se určí ostrost vrcholů tzv. gradient je to poměr průměrné poddajnosti měření při tlaku +50 a -50 mm H₂O. Když je gradient vyšší, bude i křivka ostřejší.

Tympanometrické křivky můžeme rozdělit do několika skupin a podskupin, které jsou A a podskupinou As a Ad, B, C, která je rozdělena na C1 a C2.



Obr. 9 Tympanometrická křivka typu A [1]



Obr. 10 Tympanometr

2.2.2 Otoakustické emise

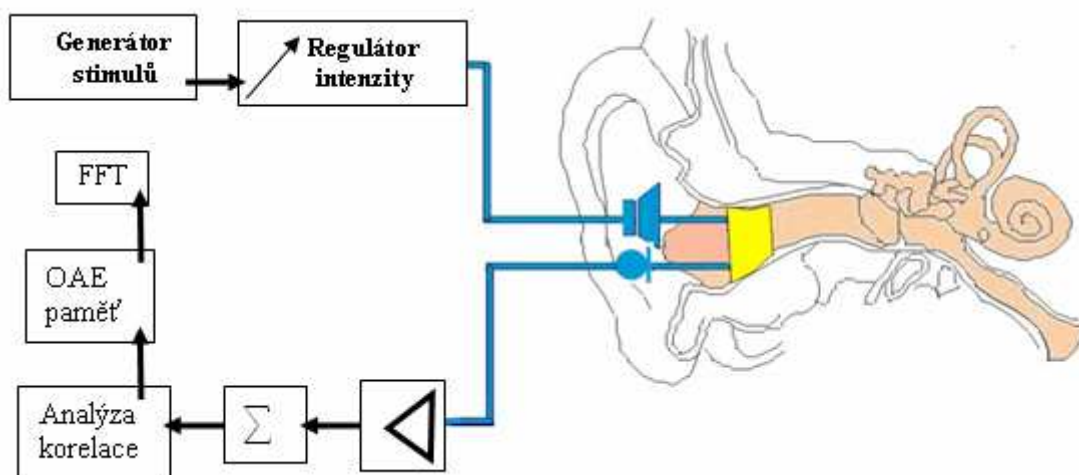
Otoakustická emise byla vysvětlena jako vedlejší produkt zpětnovazebního, aktivního mechanismu v hlemýždi. Emise zvuku produkují vláskové buňky zevní řady, které jsou pak detekovatelné sondou ve zvukovodu. Signál, který přichází ze sondy je velmi slabý a musí být zesílen a od šumu odfiltrován průměrováním. Výskyt otoakustických emisí v populaci je asi 95 %, ovšem s věkem klesá, v 60 letech je to kolem 35 %. Měření je prováděno na frekvencích od 0,5 – 4 kHz s maximem kolem 2 kHz. Otoakustickými emisemi se vyšetřuje funkce vláskových buněk ve vnitřním uchu.



Obr. 11 Analyzátor OAE Madsen Capella s pracovní stanicí

2.2.2.1 Princip měření otoakustických emisí

Generátor stimulů vyprodukuje tón o určité frekvenci, dále poputuje daný signál do regulátoru intenzity, kde se upraví na určitou intenzitu tak, aby bylo přijatelné pro zpětnou odpověď. Dále reproduktor vyšele daný stimul do vnitřního ucha, který poputuje přes bubínek, středoušní kůstky až na Cortiho orgán, kde je basilární membrána s vnějšími a vnitřními vláskovými buňkami. Zde je daný signál zpracován vláskovými buňkami. Odtud se odražený, mírně změněný vrací zpět na sondu, kde je následně detekován mikrofonom. Tento signál je velice malý, proto je zesílen. V dalším bloku se daný signál odšumuje zprůměrnováním. Potom jsou kochleární echa verifikovány analýzou korelace odpovědi a ukládány během vyšetření do paměti. Výsledná odpověď je analyzovaná FFT (fast fourier transform). A odtud se dostane na výstup k dalšímu zpracování (Obr.12)..



Obr. 12 Princip měření OAE

2.2.2.2 Jednotlivé modalitty otoakustických emisí

Otoakustické emise se dělí dle vzniku na:

- Spontánní - Soae
- Evokované – Teoae, Dpoae, Sfoae

2.2.2.2.1 Spontánní otoakustické emise

Spontánní OAE (SOAE) jsou velice slabé úzkopásmové signály měřené bez jakékoli stimulace. Spontánní OAE mají charakter tónů. Mohou být mono nebo polykomponentní, frekvenčně bývají dlouhodobě stabilní. SOAE lze nalézt u 40-60 % normálně slyšících osob. Údaje na výskyt Soae se různí s ohledem na věk, i pohlaví. Během prvních let života jsou více přičítány změny Soae s vývojem středního ucha než kochley. Spontánní OAE jsou ovlivnitelné zevními vlivy, zvláště ovlivnitelné zvukovou stimulací. Také může dojít k oslabení, k fázovému posunu a synchronizaci. Synchronizace se využívá při detekci Soae v přístrojích.

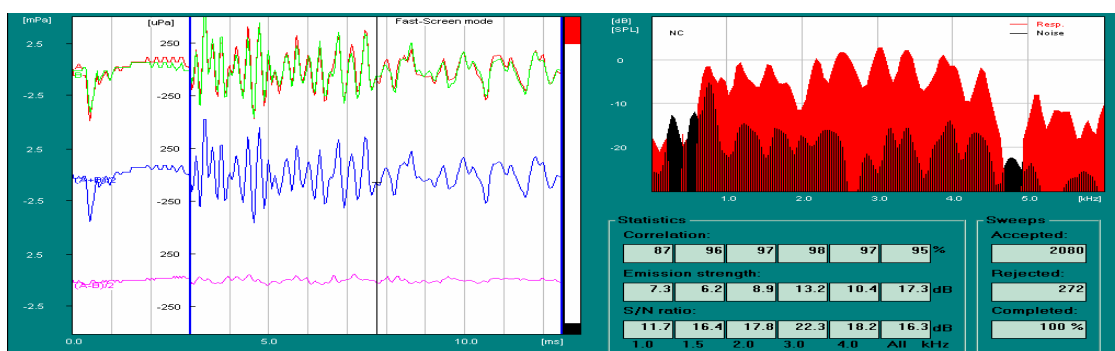
2.2.2.2.2 Evokované otoakustické emise

Jsou to emise vyvolané vnějším stimulem, které jsou pak detekovatelné v sondě dle druhu pak rozlišený přístroji.

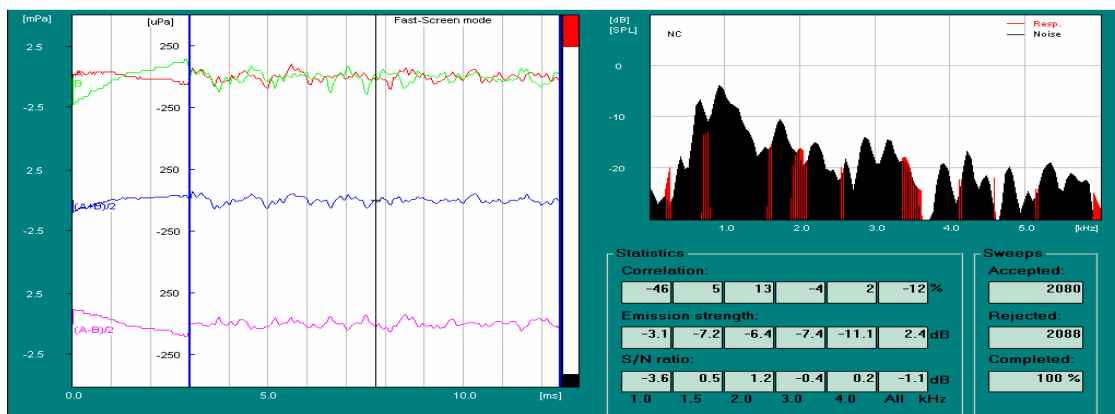
2.2.2.2.1 Tranzientní evokované otoakustické emise

Nejvíce rozšířené jsou TEOAE (tranziently evoked OAE). Tyto emise se označují jako kochleární, nebo dle svého objevitele „Kempova echa“. Emise jsou vyvolány krátkými, přerušovanými stimuly tzv. kliky. Princip registrace je podobný jako u záznamu elektrických evokovaných potenciálů, ale analyzuje se akustický signál. Izolace signálu od stimulu a šumu pozadí je založena na časovém posunu od stimulu a nelinearitě TEOAE. Časový posun od stimulu TEOAE je u člověka 5ms při 5 kHz a 0,5 kHz pro 20 ms.

TEOAE poskytují při stimulaci širokospektrým klikem frekvenčně specifickou informaci. Jsou detekovatelné skoro u 100% normálně slyšitelných uší. S věkem se psychoakustický práh zvyšuje, amplituda a detekovatelnost emisí se snižuje. Novorozenci a kojenci mají vyšší amplitudu TEOAE, také široké frekvenční spektrum.



Obr. 13 Normální TEOAE [1]

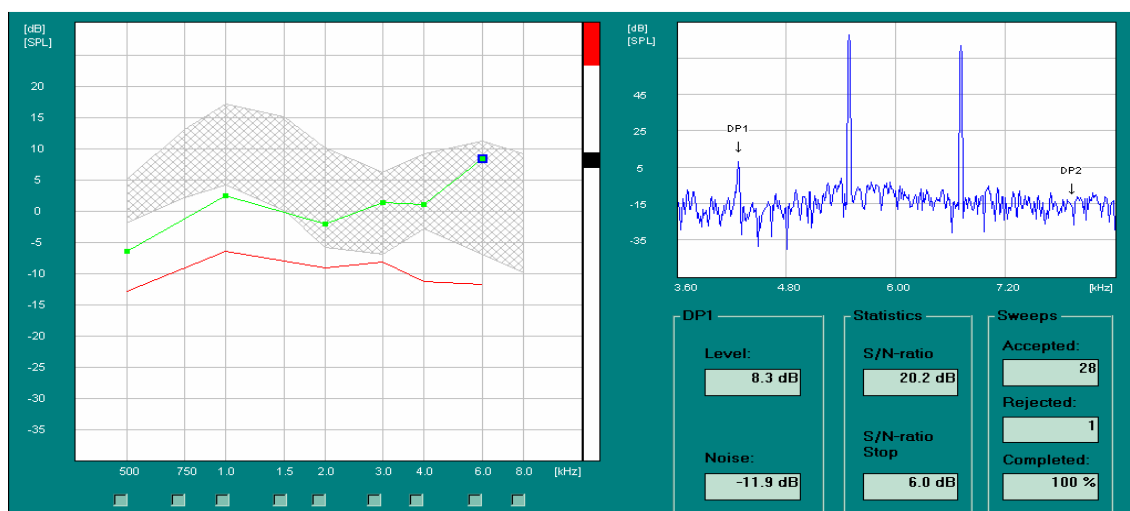


Obr. 14 Nevýbavné TEOAE [1]

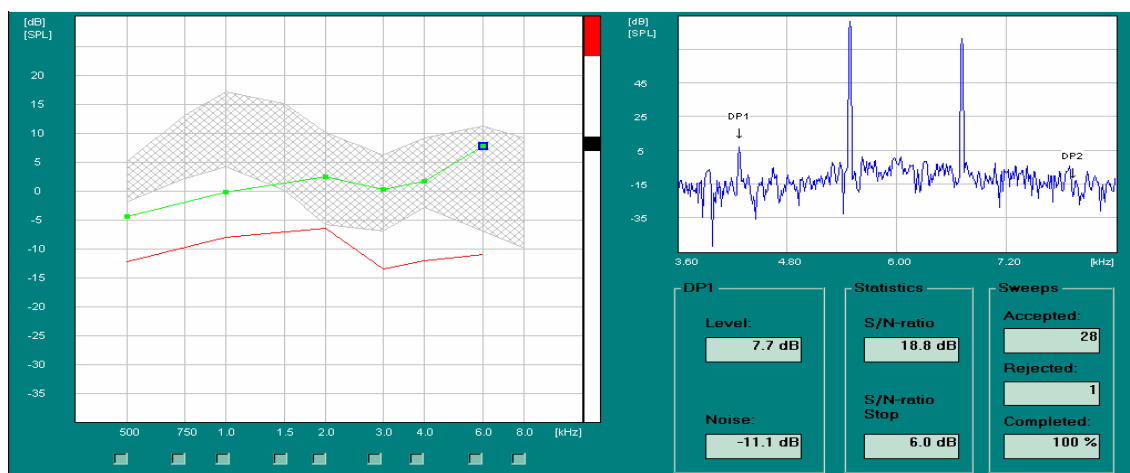
2.2.2.2.2 Zkreslený produkt otoakustických emisí-Dpoae (Distortion produkt OAE)

Vznikají simultánně při působení dvou tónů o různých frekvencích jako produkt zkreslení. Jeden z tónů je modelován zkreslením a druhý odrazem. Základem DPOAE je energetický únik, který vzniká nelineární interakcí dvou frekvenčně specifických postupných vln na bazilární membráně. Takže reprezentují nelineární odezvu ucha na tóny stimuly. DPOAE jsou ve své podstatě rozdílné (diferenční) tóny, jejich frekvence je vypočítána matematickými vzorci. Vhodná kombinace prvotních tónů, lze analyzovat důležité frekvence pro vyšetření. Poměr mezi frekvencemi je mezi 1,1 a 1,3. Pro oddělení odpovědi je rozhodující frekvenční a fázová analýza. Výstup z měření je tzv. Dp-gram, který připomíná tónový

audiogram.



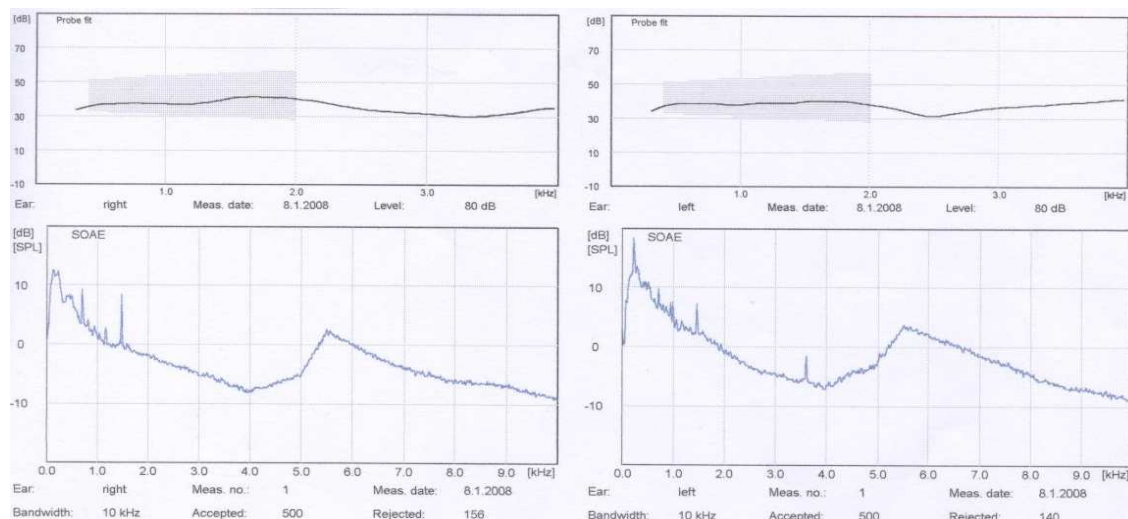
Obr. 15 Dp-gram-pacient K.M. - 12 let-pravé ucho



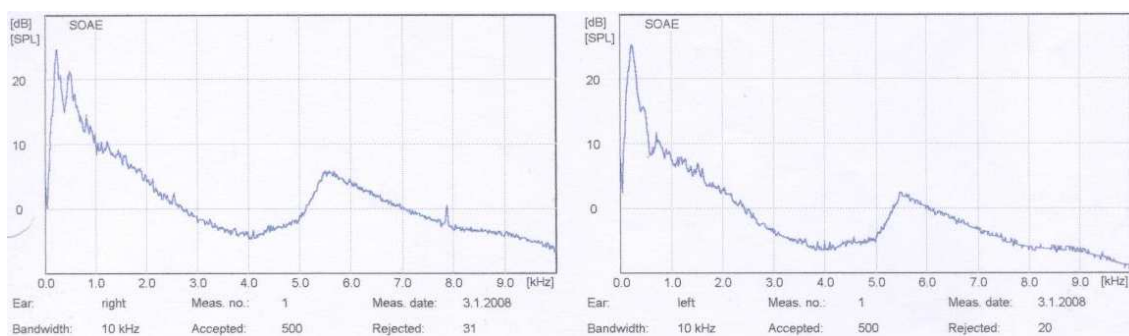
Obr. 16 Dp-gram - pacient K.M. - 12 let- levé ucho

2.2.2.2.2.3 Stimulované frekvencí-SFOAE (Stimul frequency OAE)

Tyto OAE vznikají synchronně s frekvencí stimulujícího tónu. Interakcí emise se stimulujícím tónem se vysvětlují oscilace hladiny zvuku měřeného ve zvukovodu, které jsou funkcí frekvence a korespondují se sluchovou mikrostrukturou měřenou dle Elliota. Tyto OAE se v praxi málo používají, ale výsledek charakteristiky je podobný jako u TEOAE. Výsledkem měření je graf, který nám umožní zjistit jestli jsou SFOAE výbavné (Obr. 17,18). Toto měření je méně náročné na čas, trvá asi 10 sekund.



Obr. 17 Graf SOAE-K.M.-12let



Obr. 18 Graf SOAE- Š.L.-28 let

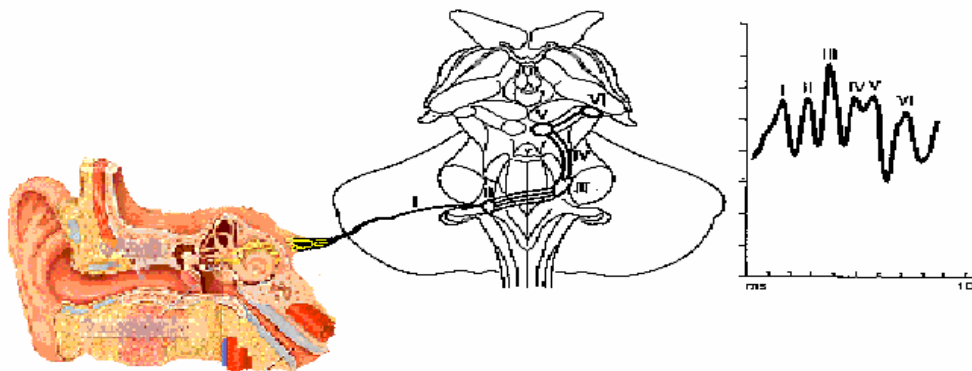
2.2.3 Snímání evokovaného potenciálu sluchové dráhy

Evokované potenciály představují reakci mozku na senzorický podnět, nejčastěji na zrakový, sluchový nebo somatosenzorický podnět. Tyto snímané evokované potenciály se liší od spontánního EEG, u kterého se jedná o náhodný signál. Evokovaný potenciál je drobná odpověď, vyvolaná po každém podráždění smyslových orgánů a z periferie pokračující nervovými drahami mozku. Amplituda takového signálu je s porovnáním se spontánním EEG velmi malá. Velikost evokovaných potenciálů se pohybuje řádově v μV , proto je důležité, aby bylo možné tyto potenciály hodnotit, počet stimulů opakovat v řádech desítek stovek až tisíců, aby se tím odfiltrovala náhodná aktivita mozku (v EEG záznamu).

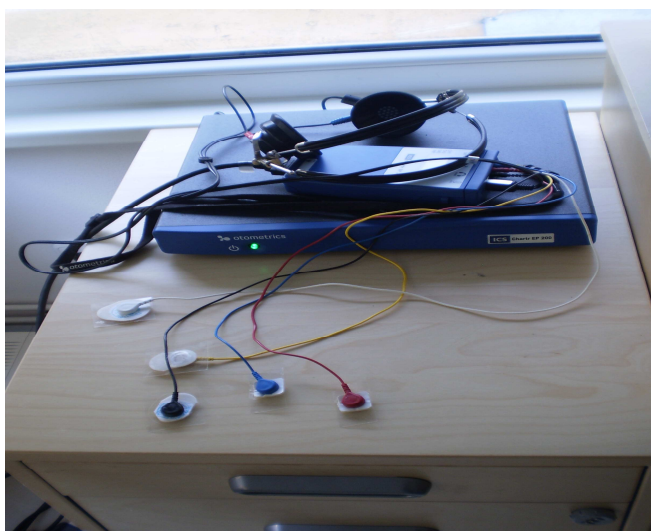
Zvuková vlna se šíří přes bubínek sluchové kůstky do vnitřního ucha, kde je přetransformována vláskovými buňkami na elektrický potenciál, který se dále šíří na sluchový nerv, dále na sluchová jádra v prodloužené míše, mozkový kmen až do mozkové kůry. Evokované potenciály sluchové dráhy se mohou snímat z vnitřního ucha, sluchového nervu, kmene mozkového a kůry mozkové.

2.2.3.1 Kmenová audiometrie

K zachycení evokovaných sluchových potenciálů z mozkového kmene nám slouží vyšetření tzv. BERA (brain stem evoked response audiometry) synonymum ABR (audiometry brain stem response). BERA zaznamenává postup zvukového signálu jednotlivými částmi sluchové dráhy od sluchového nervu až po centrum sluchu v mozku (Obr.19). Záznam BERY graficky odpovídá vlnám, kudy prošel zvukový podnět. Vlny v záznamu BERY: I a II vznikají v oblasti sluchového nervu až kochleárních jader, vlny III až VI v oblasti mozkového kmene. Ke snímání a záznamu potenciálu je nutno 1000 až 4000 odpovědí.



Obr. 19 Postup zvukově evokovaných potenciálů



Obr. 20 Modul pracovní stanice BERY k níž je připojeno pc.

2.2.3.2 Korová audiometrie

Korová audiometrie neboli CERA (cortical electric response audiometry) je další objektivní metodou, která zaznamenává sluchové evokované potenciály. Na rozdíl od BERY jsou evokované sluchové potenciály snímány z nejvyšších etází sluchové dráhy- kury mozkové a informují nás o skutečném slyšení na jednotlivých frekvencích.

3 Měření prahu sluchu

3.1 Historie slyšení, audiometrie a otoakustických emisí

Počátek bádání o slyšení a přenosu zvukového vlnění spadá již do dob Aristotelových (332 p.n.l), kdy si lidé mysleli, že ucho je slepý váček naplněný vzduchem, kterým se přenesou zvuky na principu rezonance.

Nové poznatky o anatomické stavbě v 16. století dali italští lékaři A. Vasalius, Fallopius, Eustachius a později Valsalsa a Duverney v 17. století.

V roce 1670 se potvrdila Duverneyova teorie, že tekutina vnitřního ucha nevzniká posmrtně, ale že je přítomna fyziologicky. Toto byl první ucelený objev, který stál proti teorii pasivní rezonance.

V roce 1851 byl objeven blanitý labyrint A. Scarpou a mikrostruktury hlemýžďe Alfonsem Cortim.

V roce 1876 po objevení telefonu A. G. Bellem, v této době vznikaly principálně odlišné teorie nazývané jako frekvenční v této době označované jako telefonní. Podle jiných zdrojů se vynález telefonu datuje už od roku 1849 Antoniem Meuccim.

V roce 1877 vynalezl první mikrofon tvůrce gramofonu Emil Berliner.

V období 1928-1940 George von Bekésy prováděl strobo-mikroskopická porovnání lidských spánkových kostí a popsal postupující vlnu basilární membrány a formulaci vlnové hydrodynamické teorie sluchu. A v roce 1947 vyvinul audiometr. Jeho přístroj umožňoval rozeznat různé stupně hluchoty.

V roce 1948 T. Gold pomocí psychosomatických měření a výpočtů vlastního ucha formuloval teorii existence aktivního mechanismu, který umožní překonání tlumení pohybů bazilární membrány v prostředí nitroušních tekutin. Domněnku Golda na základě defektu tohoto mechanismu může dojít k vyvolání spontánní otoakustické emise

Detekování otoakustických emisí předcházela vynález tranzistoru pány Williamem Shockey, John Bardeen a Woldemarem Brattainem, kteří si lámali hlavu jak vylepšovat vojenskou techniku, pod kterou patřily radary. To se jim podařilo 16. prosince 1947 pomocí nového vynálezu zesílili napětí.

V roce 1959 byly sestaveny první integrované obvody (TTL, CMOS, atd.)

Na přelomu 60.- 70. let již bylo možno provést přesnější měření pohybu bazilární membrány. Umožnilo to využití tzv. Mössbauerovy techniky, která spočívá ve změření dopplerova posunu gama záření radioaktivního zdroje indukovaného na bazilární membránu.

V 70. letech byla objevena tzv. distribuce nervových vláken v hlemýždi. Vlákná aferentní se napojují z 90 % na vnitřní vláskové buňky a eferentní na zevní vláskové buňky.

Rok 1978 se stal pro vyšetřování sluchové dráhy přelomový. Davidem Thomasem Kempem byly objeveny tzv. otoakustické emise. Kemp se inspiroval ve výzkumu psychosomatického fenoménu sluchové mikrostruktury, který byl dříve popsán Elliotem jako tzv. „ripple efekt“ na audiogramu. Podstatou byla přítomnost vrcholků zářezů na tónovém audiogramu o frekvenčním intervalu asi 10 Hz. Kemp usoudil, že „sluchová mikrostruktura“ souvisí s vytvořením a rezonancí stojaté vlny na bazilární membráně. Aby Kemp otestoval svou hypotézu, aplikoval akustické impulzy do zvukovodu s předpokladem vzniku akustických reflexí v kochleji a následnou akustickou remisi. Kemp zjistil, že akustická emise může být vyvolána klikem a registrovaná mikrofonem uloženým ve zvukovodu.

3.2 Technické normy

3.2.1 Normy pro tónovou audiometrii

- ČSN ISO 8253-3:
 1. ČSN EN ISO 226 Akustika - Vybrané kmitočty pro měření
 2. ČSN ISO 8253-1 Akustika. Audiometrické měřicí metody
 3. ČSN ISO 8253-3 Akustika. Audiometrické měřicí metody
 4. ČSN EN 60 645-1 Audiometry
- ČSN EN 60601-1-2
Zdravotnické elektrické přístroje - Část 1-2: Všeobecné požadavky na bezpečnost v EMC
- ČSN EN 60601-1
Zdravotnické elektrické přístroje. Část 1: Všeobecné požadavky na bezpečnost

3.2.2 Normy pro snímání otoakustických emisí

- ČSN EN ISO 389-6 Norma IEC 60645-3
- ČSN EN 60601-1
Zdravotnické elektrické přístroje. Část 1: Všeobecné požadavky na bezpečnost
- ČSN EN 60601-1-2
Zdravotnické elektrické přístroje - Část 1-2: Všeobecné požadavky na bezpečnost v EMC

3.3 Měření pomocí tónové audiometrie

3.3.1 Měřicí přístroje

V současnosti se můžeme setkávat s různorodou technikou, která je dostupná pro zdravotnický trh. Můžeme se setkávat s technikou, která je v „jednom bloku“ to znamená s technikou, která je ovládána „jako mixážní pult“ obrázky níže uvedené. A nebo s technikou, v které je zahrnut operační systém, a je provozován pomocí počítače ať už je ve virtuální síti či je samostatný, a zároveň je v něm zpracováno celé měření.



Obr. 21 Audiometr umístěný mimo komoru [11]



Obr. 22 Audiometr v přepravním balení [12]



Obr. 23 Audiometr Ultra 130 pracující s osobními počítači [24]

Vyšetřování pomocí tónové audiometrie se může provádět od 3 let, některé audiometry jsou uzpůsobené pro dětské pacienty tak, aby se tohoto vyšetření nebáli, a takto působit na jejich psychiku.

3.3.2 Měřicí technika v laboratoři

Laboratoř je vybavena přístrojem firmy Videomed SMART 130, tento přístroj je složen z několika částí: hlavní části, na kterou napojen řídící počítač a ze sekundárních, přesto důležitých částí bez kterých by samotný přístroj nefungoval tak, jak má. Ty to se střídají v závislosti, na tom co se vyšetřuje. Mezi sekundární části patří sluchátka, rozlišena barvou pro levé a pravé ucho, pro vyšetření vzdušného vedení, slovní audiometrie, či vyšetření pomocí SISI testu. Dále kostní vibrátor pro vyšetření kostního vedení. A samozřejmě patientské tlačítko na odpovídání pacienta na jednotlivé tóny o různých frekvencích v rozsahu 125 Hz do 8 kHz.

Na konci či během měření můžeme ukončit test a následně jej uložit a vytisknout nastavenou tiskárnou.



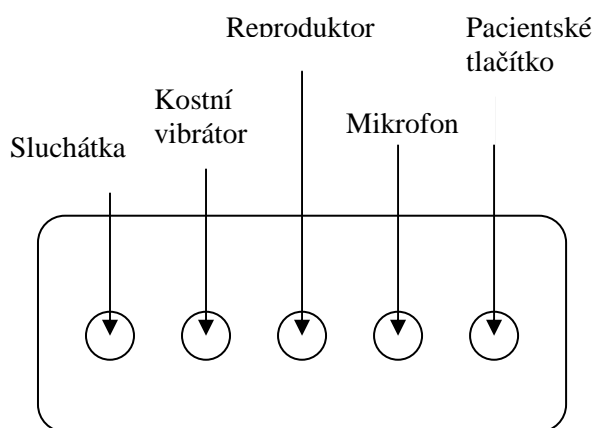
Obr. 24 Audiometr s příslušenstvím[24]

3.3.2.1 Panely přístroje

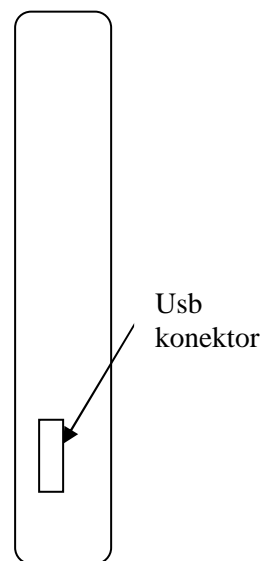
Samotný přístroj je umístěn za sklem v kabině spolu s pacientem, na vrchní části přístroje jsou napojena jednotlivé externí části. Na horní části panelu jsou konektory pro napojení sluchátek, kostního vibrátoru, reproduktoru-tzv. volná sluchátka, mikrofon, a patientské tlačítko.

Na části, kde jsou indikační diody, je modul nasměrován tak, aby na něj laborant viděl umístěno za průhledným sklem.

Na boku modulu na pravé straně od indikační části je umístěn USB 2.0 konektor pro komunikaci s osobním počítačem, pokud není dostupný, může běžet i na předchozím USB 1.1.



Obr.25 Horní panel přístroje



Obr.26 Boční panel přístroje s USB konektorem



Obr. 27 Přední panel s indikačními diodami

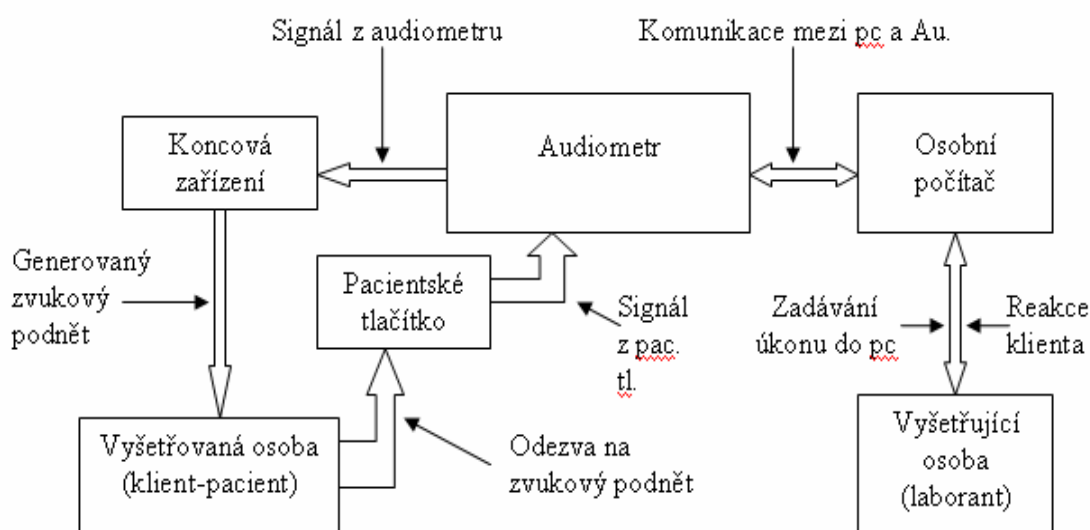
3.3.3 Průběh vyšetření u audiometrie

Měření pomocí tónové audiometrie se uskutečňovalo na vzorku populace, kde základním kritériem, byla věková hranice 18 let, čili dle zákona dospělá populace. Tato populace si nestěžovala na zjevné poruchy sluchu, které by ovlivňovaly toto měření.

Vyšetření probíhalo v ORL ambulanci.

Všechna měření se provádějí za spoluúčasti pacienta, který je umístěn v odhlučněné kabině. Tentokrát bylo měření prováděno už v moderněji vybavené laboratoři, kde už nebyla s pacientem umístěna obsluha, ale mimo ni za průhledným sklem. Osluha komunikovala pomocí jednoduchého interkomu. Tím je zajištěn lepší komfort pacienta. Tato komora byla rovněž vybavena klimatizací.

Vyšetření průběhu pacienta je načrtnut na obrázku níže.



Obr. 28 Blokové schéma vyšetření pomocí audiometrie

Samotné vyšetření začíná spuštěním pracovní stanice, na které je nainstalovaná aplikace Effetha Audiometr. Je to počítačový program pro management ORL praxe. Tento program umožňuje získávat naměřená data z audiometrů a ukládat je. SMART modul je ovládán z řídicího panelu Effetha programu. Změřená data jsou automaticky ukládána do databáze. Spuštění programu se spustí buď ikonou na ploše a nebo v záložce start přes programy do videomed-Effetha, jako u všech se objeví přihlašování jednotlivých uživatelů. Po přihlášení se objeví hlavní okno programu, kde si můžeme vybrat, buď zadání nového pacienta nebo můžeme vybrat pacienta z databáze.

3.3.3.1 Vyšetření vzdušného vedení

Samotné měření začíná usazením pacienta do klimatizované audiometrické kabiny s průzorem, abychom jej viděli přes průhledné sklo.

Po poučení vyšetřované osoby, kdy má zmáčknout „pacientské tlačítko“ nasadíme pacientovi sluchátka.

Na monitoru počítače, poté kdy jsme vyzpovídali pacienta se zobrazí záložka, jaké měření chceme uskutečňovat. Vybereme vzdušné vedení, a pak na kterém uchu chceme měřit.

Intenzitu tónu volíme kurzorovými šipkami.

Nejdříve se začíná vyšetření prahu vzdušného vedení. Začíná se vyšetření na lépe slyšitelném uchu, pokud klient slyší subjektivně stejně na obě, nezáleží na kterém se začíná.

Tóny ze sluchátek jsou slabší a přerušované, další zvuky jako šum klient-pacient nevnímá.

Při vyšetřování kostního vedení je testovací tón veden přímo do vnitřního ucha prostřednictvím kmitající lebeční kosti. Kostní vibrátor umístíme na mastoidní výčnělek za vyšetřované ucho. Kostní vibrátor se nesmí dotýkat boltce.

Začínáme měřit na nejvíce doporučené frekvenci 1000 Hz, protože tato frekvence nejlépe slyšitelná.

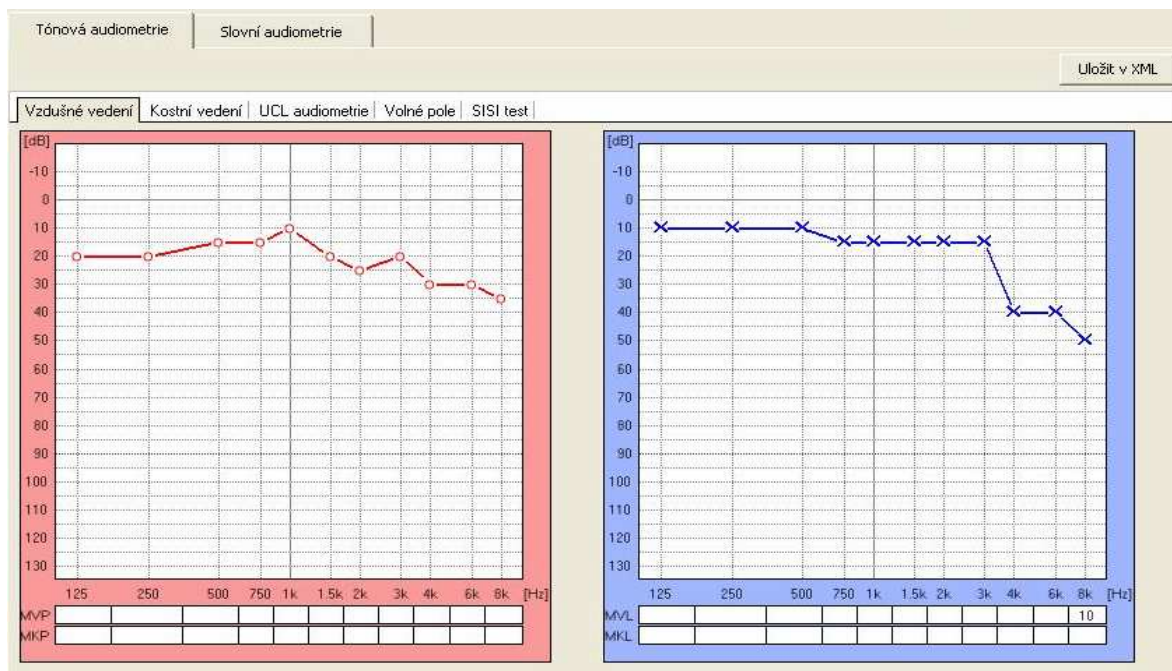
Zapneme tón pomocí kursoru. Testovaný pacient, pokud slyší tón, musí odpovědět stisknutím patientského tlačítka po celou dobu, kdy tón slyší. Obsluze je indikováno stisknuté tlačítko červeným orámováním kolem ikony tón zap. či vypnut.

Jestliže pacient reaguje správně na každé znění tónu, může být intenzita snížena, abychom zjistili, zda pacient slyší tišší zvuk, jestliže neslyší opakujeme či zvýšíme intenzitu znovu.

Po určení prahu klepneme na označit tón na té frekvenci na nějž je pacient vyšetřován, a audiometr automaticky změní frekvenci. V případě, že se prahy jednoho od druhého ucha liší o více než 20 dB, maskujeme lepší ucho při vyšetření ucha horšího. Maskování je nezbytné, abychom vyloučili přeslech z horšího do lepšího ucha přes kosti lebky. Někdy mohou přicházet do sluchového orgánu současně dva zvuky, může podráždění způsobené jedním z nich převládnout do té míry, že úplně potlačí nebo alespoň zeslabí vjem druhého zvuku. Tomuto jevu se říká maskování nebo sluchové překrývání. Zvuk, který způsobí překrytí druhého zvuku, nazývá se maskující, zvuk potlačený je maskovaný. Někdy mohou dva tóny působit navzájem tzv. částečné maskování.

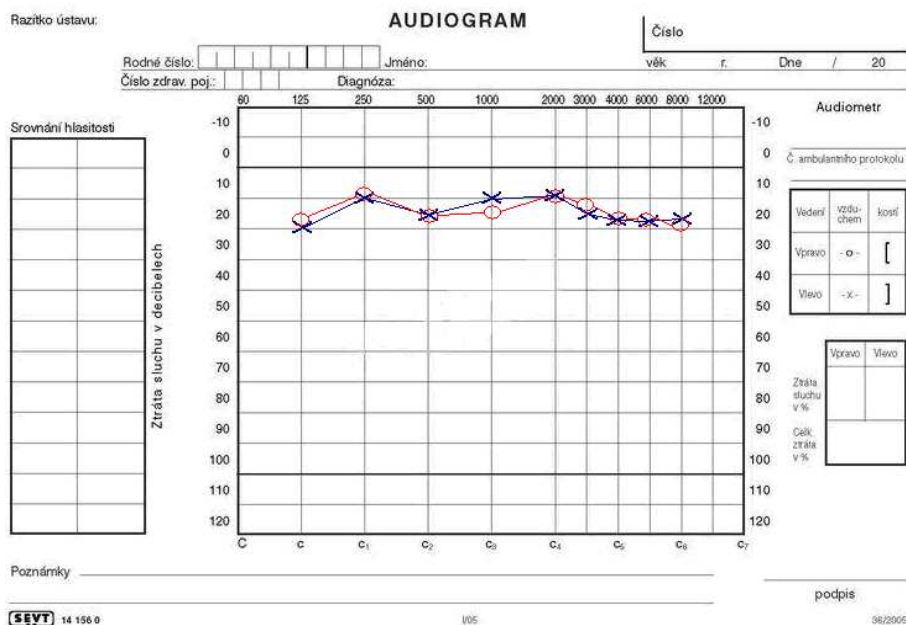
Aby bylo maskování snazší, můžeme zapnout synchronizaci atenuátorů. Při každé změně intenzity tónu se automaticky změní i intenzita úzkopásmového maskovacího šumu, avšak rozdíl mezi intenzitami zůstává zachován.

V rámci bezpečnosti pacienta, jakmile dosáhneme intenzity 100 dB, zapne se výstražné varování s bezpečnostní funkcí. Pro vyšší intenzitu nad 100dB, je nutnost držení kursoru.



Obr. 29 Audiogram z počítače, 57-letý pacient

Účelem prahové audiometrie vzdušným vedením je určit správnost či kvalitu slyšení na různých frekvencích ve vztahu k nulové audiometrické úrovni-dB HL. Grafický záznam prahu slyšení testované osoby je ztrátovým audiogramem, který udává o kolik dB je sluchový práh posunut oproti normě. Audiogramy z „počítače“ se moc neliší od klasických audiogramů. Jak je vidět na obrázcích Obr.29 a Obr.30.



Obr. 30 Náhled klasického audiogramu

3.3.3.2 Vyšetření kostního vedení

Postup pro šetření kostního vedení je obdobný se vzdušným vedením s tím, že je nutné pokaždé, když chceme měřit vedení buď na levém či pravém uchu musíme přemístit kostní vibrátor na dané ucho.

Během vyšetření kostním vedením je zvuk přiváděn kostním vibrátorem umístěným na mastoideu místě, kde je nejlépe slyšet. Však kvůli zanedbatelnému útlumu v kostech lebky je doporučováno během šetření kostním vedením vždy používat maskování protilehlého ucha.

3.3.3.3 Automatický test-Hughson-Westlake

V záložce výběru měření vybereme automatický test.

Po jeho spuštění probíhá měření automaticky. Ovšem musí pacient stejně reagovat na tón na dané frekvenci, zmáčknutím patientského tlačítka.

Vyšetřují se všechny frekvence. Výsledkem měření je vykreslen prahový audiogram.

3.3.3.4 SISI test (Short Increment Sensitivity Index)

Jde o test, který je ukazatelem citlivosti na krátkodobý přírůstek intenzity.

Spustíme test ikonou na obrazovce, tento test běží automaticky, avšak pacient jako vždy musí stisknout patientské tlačítko pokaždé, když uslyší krátké zvýšení intenzity.

Intenzita základního tónu se nastavuje v řídicím panelu audiometru.

3.3.3.5 Slovní audiometrie

Ke spuštění slovní audiometrie se vybere záložka slovní audiometrie, poté si můžeme vybrat ze dvou variant a ty jsou: volné pole a sluchátka. Tato audiometrie slouží k diagnostice srozumitelnosti slov.

3.3.3.5.1 Audiometrie ve volném poli

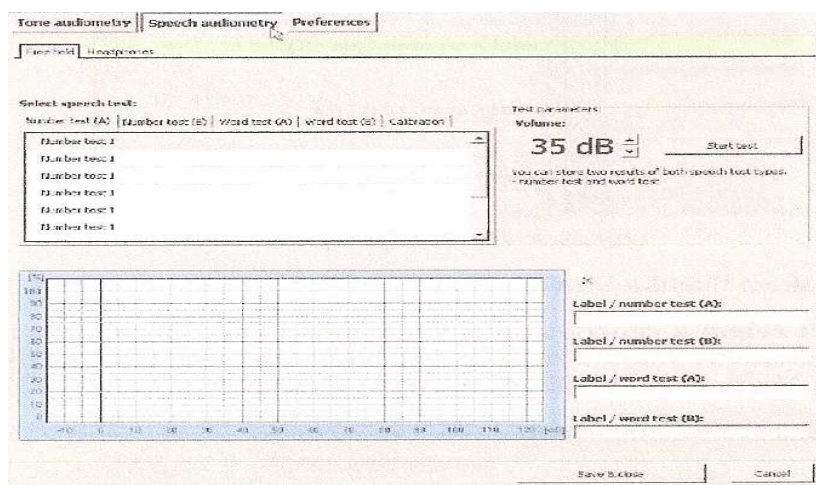
Jednou možností je slovní audiometrie soustavou testů pro dospělé a druhá dětské sestavy. Pro každý test jsou připravené jiné sestavy slov. Na níž pro výběr klikneme a určíme o jaký test půjde či s jakou intenzitou jsou produkovány. Poté klikneme na ikonu start, tím to se spustí test.

Pacient musí sedět čelem k reproboxu ve vzdálenosti 1 metru. Během testu musí opakovat slova, která slyší, a obsluha audiometru musí zaznamenávat správné či nesprávné odpovědi. K uložení použijeme ikony správně či nesprávně zodpovězeno. Výsledek testu je vyjádřen v procentech správných odpovědí.

Hodnotu, která je požadována, jako výsledek testu, je tzv. práh 50% srozumitelnosti, což je intenzita, při které pacient správně zopakuje právě 50% slov. Laborantovi, který provádí šetření se na obrazovce objeví aktuální slova ze slovní sestavy. Po ukončení testu se program optá obsluhy, zda chce uložit výsledky měření.

3.3.3.5.2 Slovní audiometrie do sluchátek

Postup v tomto měření je stejný s postupem při měření ve volném poli, avšak rozdíl tkví v tom, že musíme zvolit prvé nebo levé sluchátko.



Obr. 31 Výběr slovní audiometrie[14]

3.3.4 Maximální intenzity zvuku na jednotlivých frekvencích

Frekvence (Hz)	Sluchátka PD81(dBHL)	Kostní vibrátor B71(dBHL)	Úzkopásmový šum (dBHL)	Volné pole (dBSPL)
125	100	-	75	reproduktor(80 dB SPL) standardní
250	120	50	90	
500	120	65	105	
750	130	65	110	
1000	130	70	105	
1500	125	80	105	
2000	125	85	105	
3000	125	75	105	
4000	125	75	105	
6000	120	50	105	
8000	115	50	105	

Tab. 5 Maximální intenzity tónu na jednotlivých frekvencích[14]

3.4 Měření otoakustické emise analyzátozem

3.4.1 Měřicí technika

Měřicí technika pro screeningové vyšetření sluchu otoakustickými emisemi u novorozenců je založena na jednoduché manipulaci s přístrojem, rychlosti a dobré mobilitě díky napájení z baterií, a rozměrům. Výsledkem měření na screeningovém přístroji pro vyšetření otoakustických emisí je závěr: výbavné nebo nevýbavné. V současné době je několik výrobců těchto diagnostických přístrojů (Obr.32).



Obr. 32 Ero-Scan Screener [12]

3.4.2 Měřicí technika v laboratoři

Poněkud složitější a časově náročnější je vyšetření sluchu otoakustickými emisemi klinickým přístrojem, kterým bylo vyšetřováno v našem případě.

Měření otoakustických emisí bylo prováděno na přístroji firmy Madsen Electronics Capella na otoneurologické ambulanci.

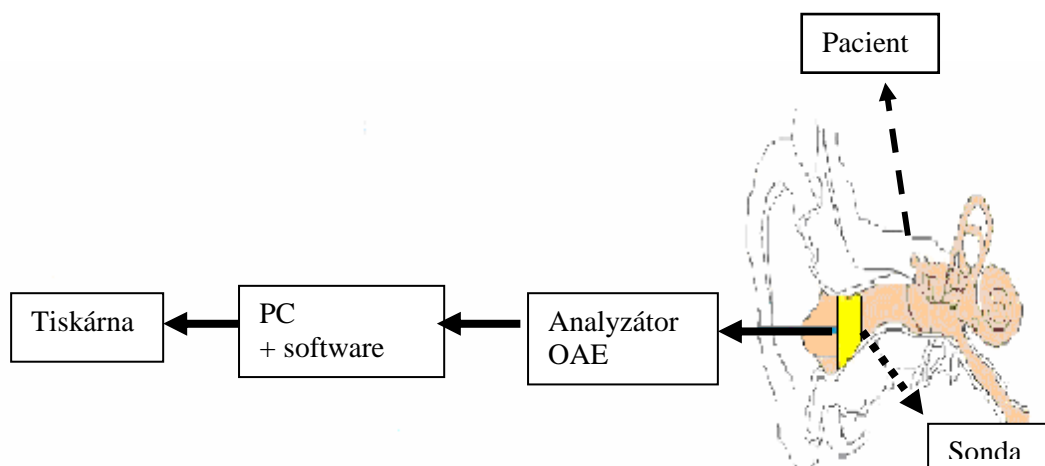
Zařízení pro měření otoakustických emisí se skládá ze zvukové sondy, otodynamického analyzátoru, z pracovního počítače a z výstupního zařízení pro záznam-

tiskárna, tato tiskárna je síťově propojena s ostatními zařízeními u nichž chceme mít záznam výsledku na papíře (Obr.33).

Zvuková sonda má plastový obal o tvaru válce, ze kterého vybíhá jakoby hrot Obr.36 Sonda je ve dvou uzpůsobeních - pro dospělé a novorozence. Uvnitř sondy je umístěný vysoce subminiaturní elektretový mikrofon spolu se dvěma stimulačními reproduktory. Elektroakustický senzor a měnič musí mít nízkou hladinu vnitřního šumu a plochá frekvenční spektra, aby minimálně modifikovaly tranzientní odpověď zvukovodu. Elektroakustický senzor a měnič jsou spojeny s hrotem sondy umělohmotnými kanálky. Sonda pro TEOAE využívá dva kanálky, kdežto pro DPOAE jsou nutné tři. V každé sondě je odvětrávací trubička, která slouží k vyrovnávání tlaku ve zvukovodu.

V otodynamickém analyzátoru je generátor stimulů, který vytváří lineární a nelineární klik, čisté tóny. Dále obsahuje předzesilovače, zesilovače, filtry vstupního signálu, zprůměrnovač, FFT analyzátor, AD a DA konvektory a další nesespecifické součásti, které jsou součástí firemního tajemství. Součástí je i karta pro propojení s počítačem přes sériové rozhraní RS-232.

V počítači je nainstalovaný software HIMSA NOAH, který umožňuje diagnostiku TEOAE, DPOAE, SOAE a také měření tympanometrických křivek. Tento software a jeho úprava se používá pro databázové prostředí pod operačními systémy MS Windows. Aby nainstalovaný software běžel na počítači, je nutné splnit hardwarové minimum, přesto platí čím je výkonnější pracovní stanice tím rychlejší je výsledek měření.



Obr. 33 Blokové schéma měření

3.4.3 Měření otoakustických emisí

Začátek měření začíná uvedením přístroje do provozu. Nejdříve se zapne analyzátor a pak počítač, vyčká se až naběhne do operačního systému.

Na ploše se vyhledá ikona pro spuštění programu. Nejdříve se vybere ve spuštěném programu ikona pro zadání pacienta (client) a zadá se pacient a případně se zadají jeho osobní údaje do databáze. Potom po zadání program umožní dále pokračovat.

Před měřením samotné modalit se pacient usadí do pohodlného křesla tak, aby vydržel nepohodlí, které se skrývá v časové délce měření některých modalit. Na pacientovo rameno se položí kabel s předzesilovačem ukončený sondou, která se vloží do ucha. Před tím se zkontroluje zevní zvukovod, aby byl volný a správně utěsněný a sonda dobře měřila.

3.4.4 Měření Tranzitorních otoakustických emisí (Teoae)

Po zavedení sondy do ucha se zvolí jedna z ikon, pro měření Teoae je to ikona „TEOAE Mode“. Po zmáčknutí módu a zvolení ucha můžeme nastavit další parametry měření. Můžeme užít mód-lineární nebo nelineární a pak navolit velikost stimulu. V našem případě to je 80 dB, které chceme měřit. Na obrazovce se objeví dialogové okno, které nás upozorní zda jsme dobře utěsnili zvukovod. Během měření nám sonda signalizuje vizuálně stav utěsnění na předzesilovači i v samotném programu měření. Toto měření trvá asi 30 vteřin v závislosti na uších pacienta a jeho klidu. Výsledkem jsou zesumované odpovědi v % (Obr. 21 a 22).

3.4.5 Měření zkresleně produkovaných otoakustických emisí (Dpoae)

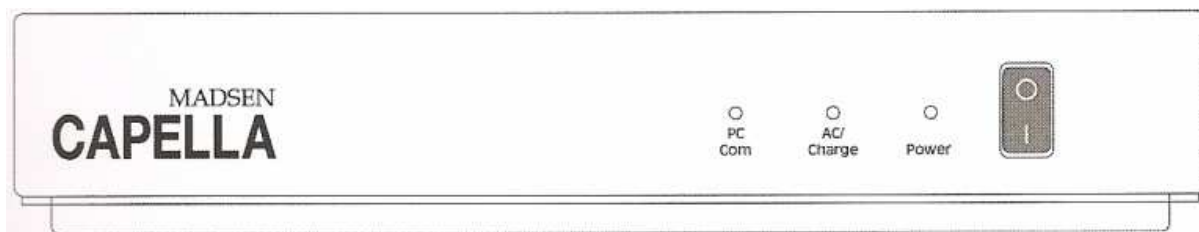
Měření DPOAE je obdobné vybere se „DPOAE Mode“, ale nastavují se jiné parametry a to Dp1 nebo Dp2 pro analýzu, definují se kritéria hluku, ukončení měření, počáteční a konečné intenzity a krok měření. Mohou se měřit jednotlivé frekvence po krocích postupně anebo jako celek. Pokud měření nevyhovuje můžeme tzv. předběžně měření zastavit a poté v něm dále pokračovat. Toto měření je náročnější na čas a je velice závislé na stavu utěsnění sondy.

Výsledkem je graf podobný měření z audiometru (Obr.23,24). Dp-gram a tónový audiogram lze navzájem porovnat pomocí přepočtů z SPL (sound pressure level), ve kterých se zaznamenávají otoakustické emise, na HL (hearing level), které jsou používány při vyšetření tónovým audiometrem.

3.4.6 Vnější popis přístroje

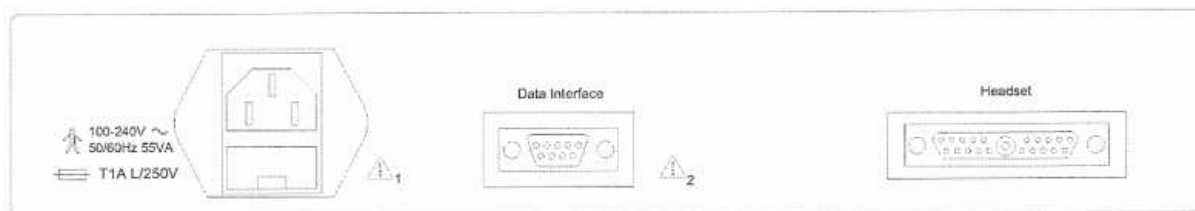
Na přední viditelné části přístroje se nachází kontrolní diody, které indikují komunikaci s pracovní stanicí- první dioda pc com, která bliká zeleně. Dále je v pořadí dioda nazvaná AC/Charge, což nám indikuje nabití-vybití baterií přístroje, pokud je nimi přístroj vybaven od výrobce přístroje. Tím to nám umožňuje měření v nepřístupných oblastech s polu s notebookem.

Poslední dioda nám indikuje zapnutí, vypnutí přístroje, která svítí zeleně. Od diod se vpravo nachází vypínač pro zapnutí, vypnutí přístroje.

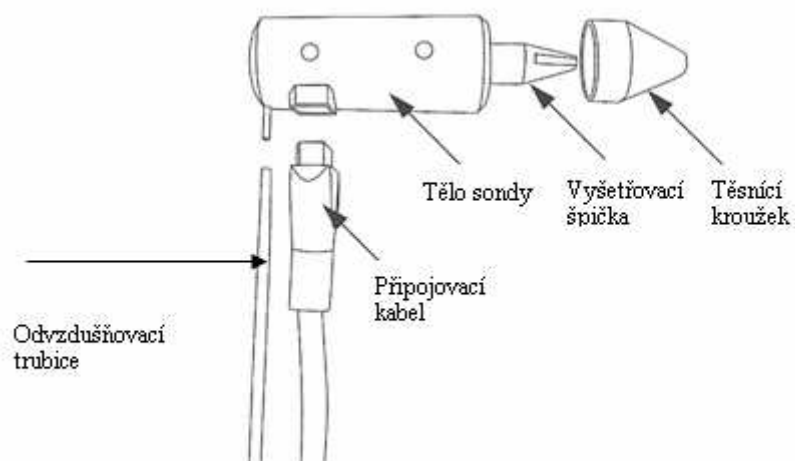


Obr. 34 Přední panel přístroje[13]

Zadní částí přístroje se nachází v levé části zadního panelu konektor pro připojení napájecího kabelu 240V/60 Hz. Dále konektor RS-232 pro propojení stolního počítače. Na pravé straně se nachází konektor pro připojení sondy.



Obr. 35 Zadní panel přístroje[13]



Obr. 36 Popis ušní sondy[13]

[6],[7],[8],[13],[14]

4 Program pro převod SPL na HL

Hodnoty, které naměříme pomocí tónové audiometrie jsou udávány SPL(sound plesure level) jde o hladiny akustického tlaku, tyto hodnoty chceme převést na HL(hearing losses) na sluchové ztráty. Pomocí programu, tyto hodnoty graficky zobrazit a tyto zobrazené hodnoty dále upravit.

4.1 Programování

Je činnost, která zahrnuje tvorbu algoritmu a programu. Algoritmem rozumíme obecný postup řešení dané úlohy. Program je zápis algoritmu ve zvoleném programovacím jazyce. Programem (algoritmem) nemusí být nutně počítačový program.

4.1.1 Programovací jazyk JAVA

Java je objektově orientovaný programovací jazyk, který byl vyvinut a uveden na trh dne 23. května roku 1995 společností Sun Microsystems. Programovací jazyk Java je velmi rozšířen zejména díky jeho přenositelnosti. Programy v něm napsané je totiž možné použít na libovolném systému.

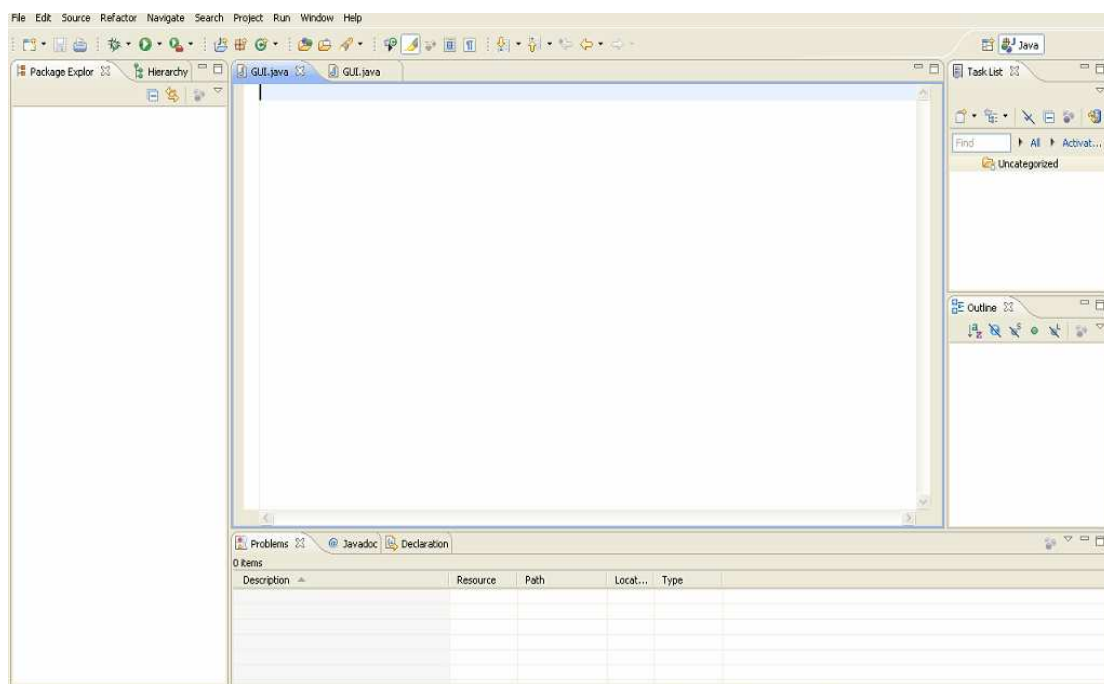
Platforma Java ME je například určena pro použití výhradně na displejích mobilních zařízení. Tomuto účelu je podřízena grafická rozmanitost jazyka i všechny ostatní důležité aspekty. Java ME se stala takřka dominantním multiplatformním prostředím pro doplňkové aplikace do mobilních telefonů. Pro desktopové aplikace je naopak určena Java SE a pro rozsáhlé celosvětové distribuované systémy je to Java EE. Všechny tyto platformy jsou souhrnně označovány právě jako Java.

4.1.2 Programovací editor Eclipse

Je vývojová platforma, neboli vývojové prostředí, určené pro programování v jazyce Java. Flexibilní návrh této platformy dovoluje rozšířit seznam podporovaných programovacích jazyků za pomoci zásuvných modulů. Tyto zásuvné moduly nám umožňují rozšíření návrh UML(Unified Modeling Language), či zápis HTML (Hyper Text Markup Language) nebo XML(Extensible Markup Language). V základní verzi obsahuje Eclipse pouze integrované prostředky pro vývoj standardní Javy jako kompilátor, debugger. Debugger je počítačový program, který se používá pro nalézání chyb v jiných programech. Většinou je možné zobrazit zdrojový kód laděného programu, takže je ihned možné vidět místo, kde se objevila programátorská chyba.

Neobsahuje například nástroj pro vizuální návrh grafických uživatelských rozhraní desktopových aplikací nebo aplikační server – všechna taková rozšíření je potřeba dodat formou zásuvných modulů. Z tohoto důvodu přímo pod křídly Eclipse vznikly takzvané sub-projekty, které zastřešují rozšíření pro jednotlivé oblasti softwarového vývoje v Javě. Tyto sub-projekty usnadňují integraci potřebných rozšíření do samotného vývojového prostředí.

Eclipse je univerzální vývojové prostředí. Je napsané v jazyku Java, ovšem díky tomu, že byly pro tento produkt vyvinuty knihovny, které jsou napsané z části v nativním kódu dané platformy, je program velmi svižný a odpadla tak nejvíce diskutovaná část u programů psaných v Javě – rychlost odezvy na uživatelské rozhraní. Programy v Javě mají totiž díky architektuře jazyka Java pomalejší odezvy, a tak na pomalejších počítačích trvá déle.



Obr. 37 Programovací okno editoru Eclipse

4.1.2.1 Moduly editoru eclipse

V základní výbavě je samotné IDE prostředí, JDT modul pro programování Java aplikací a modul PDE pro programování nových plug-inů do systému Eclipse.

Základní modul obsahuje samozřejmě editor zdrojových textů, který podporuje doplňování textu. Je samozřejmě, že zde funguje vyhledávání či nahrazování textu, vestavěnou podporu porovnávání či sjednocování zdrojových textů však již každé IDE nemá a úplné skriptování v jazyku JavaScript nebo zlepšování zdrojového textu už je nadstandardní záležitostí. Propracovaný systém nápověd. Nechybí samozřejmě správa projektů, která úzce spolupracuje se systémem Ant, umožňuje konfigurovatelné automatické aktualizace jednotlivých zásuvných modulů.

Modul JDT – (Java Development Tools) přidává do IDE prostředí podporu pro tvorbu aplikací Java. Hlavní devizou JDT je vlastní java kompilátor, který je schopen spouštět kód, jenž obsahuje kompilační chyby. K vývoji tak vlastně ani nepotřebujete JDK, stačí vám JRE, ovšem doporučuje se vlastnit JDK kvůli nápovědě a jiným pomůckám. Kompilátor s prostředím velmi dobře komunikuje. Umí odhalovat spoustu překlepů, doporučuje řešení chyb a varuje před potenciálním nebezpečím. Vše velmi přehledně zobrazuje jak v samostatném okně, tak i přímo ve zdrojovém textu pomocí různých žárovek či podtrhávání podezřelých částí kódu. Prostředí je obohaceno také o různé wizards, class wizards, ve kterých si může zkoušet či provádět javavský kód.

Celý systém je implicitně nastaven tak, že zdrojové kódy kompiluje automaticky, tudíž se nemusí klikat na tlačítko Compile, ale používáme rovnou Run. Velmi zajímavou vlastností je tzv. refactoring. Umožňuje provádět ve zdrojovém kódu změny, jako je přejmenovávání metod a tříd, přetěžování metod v již vytvořené třídě či velmi praktické vytváření metod. Debugger je samozřejmě plně propojen s IDE. Eclipse umí nápovědu zobrazovat přímo v editoru, když se píše kód.

Třetím modulem je PDE –(Plugin Development Environment), který umožňuje vytvářet pluginy pro Eclipse. Celý systém je založen na Plutonech, čili zásuvných modulech. Úplně vše je založeno na zásuvných modulech tzv. pluginech, od editoru textu po nápovědu.

4.2 Předpoklady pro převodník

Pro vznik převodů ze zkresleného produktu otoakustické emise, který je veden v SPL pro srovnání s tónovou audiometrií, která je v HL byla základní myšlenka pro ulehčení práce personálu či samotnému klinickovi, který by se už nezaobíral zbytečnými aritmetickými výpočty. Avšak výsledný program a jeho průběh vzniku nebyl s ohledem na malé znalosti v programování vůbec lehký. Prostudování potřebné literatury problém ulehčilo natolik, že se mohlo začít s pomalým sepisováním kódu. Rovněž bylo důležité také zvolení správného programovacího jazyka, který by byl jednoduchý.

A výsledný produkt by šel spustit na běžném počítači, jak pod operačním systémem Windows tak i pod Linuxem.

Pro svou jednoduchost byl pro utváření programu zvolen programovací jazyk JAVA, který funguje pod běžnými operačními systémy, kde je nainstalovaná aplikace pro podporu javy.

Samotný program vzniká grafickými návrhy tak, jak by měl samotný program vypadat, malými náčrtky, popsány rovnicemi pro matematické operace, které chceme využít v tomto programu. Poté grafickými návrhy v Excelu.

Vyplývající vzorec či hodnoty pro převod z SPL na HL vyplývají z literatury a je uveden v textu Tab.8.

Vzorec pro převod vznikl následovně: pokud je zadávaná hodnota kladná, tak se tato hodnota odečítá od základu. Pokud je záporná, tak se sečítá. Výsledná hodnota je uvedena v absolutní hodnotě a zaokrouhlena na celou hodnotu nebo poloviční hodnotu.

Přepočty Dpoae na tónovou audiometrii					
SPL z SPL -->HL	frekvence	0.5kHz	1kHz	2kHz	4kHz
		13	7	9	12
	L				
	P				
	L				
	P				

Tab. 6 Tabulkový návrh v exelu

Tato hodnota je pak použita pro výpočet ztrát dle Fowlera na jednotlivých uších, samozřejmě pak celkově, a tím to obohacena o další programovou část důležitou pro zdravotnický personál.

Ztráty sluchu v (dB)	Frekvence			
	500Hz	1000Hz	2000Hz	4000Hz
10	0,2	0,3	0,4	0,1
15	0,5	0,9	1,3	0,3
20	1,1	2,1	2,9	0,9
25	1,8	3,6	4,9	1,7
30	2,6	5,4	7,2	2,7
35	3,7	7,7	9,8	3,8
40	4,9	10,2	12,9	5
45	6,3	13	17,3	6,4
50	7,9	15,7	22,4	8
55	9,6	19	25,7	9,7
60	11,3	21,5	28	11,2
65	12,8	23,5	30,2	12,5
70	13,8	25,5	32,2	13,5
75	14,6	27,2	34	14,2
80	14,8	28,8	35,8	14,6
85	14,9	29,8	37,5	14,8
90	15	29,9	39,2	14,9
95	15	30	40	15

Tab. 7 Sluchové ztráty v %[1]

Zadání vzorce pro druhý blok vyplývá z uvedené tabulky, která je výše uvedená. Výsledek je zaokrouhlen na celé nebo půl číslo z první části, pak toto číslo je porovnáno z tabulky výše. Tedy zaokrouhlenému číslu odpovídá číslo v tabulce, kdy např. při ztrátě 20 dB na frekvenci 1 kHz odpovídá hodnota 2,1 % k této se přidají hodnoty na zbývajících třech potřebných frekvencích, na 500 Hz se ztrátou 15 dB je to 0,5 % pro 2 kHz při ztrátě 20 dB je to 2,9 %. A na 4 kHz při ztrátě 20dB je to 0,9%. Tyto frekvence se sečtou, což dává 4,4%. Celkové ztráty dle Fowlera získáme tak, že odečteme od horšího lepší a vydělíme 4, a tento výsledek přičteme k lépe slyšícímu uchu.

Příklad části zdrojového kódu (Příloha 1.) pro výpočet celkových ztrát uvedený předchozím textu:

```
double fl, fp, ft;
fl = Double.parseDouble(lblFL.getText());
fp = Double.parseDouble(lblFP.getText());
if(fl>fp)
{ ft = ((fl-fp)/4.0) + fp; }
else
{ ft = ((fp-fl)/4.0) + fl; }
lblFT.setText(Double.toString(ft)); }
public static double zaokrouhliNaPul(double vstup)
{ double zbytek = vstup%1;
double vystup = 0.0;
if(zbytek<0.25)
{ vystup = vstup - zbytek; }
else if(zbytek<0.75)
{ vystup = vstup - zbytek + 0.5; }
else
{ vystup = vstup - zbytek + 1.0; }
return vystup; }
```


frekvence:		0.5kHz	1kHz	2kHz	4kHz
		(13)	(7)	(9)	(12)
SPL	L	20	15	-2	15
	P	5	16.6	28	35
z SPL -> HL	L	7.0	8.0	7.0	3.0
	P	8.0	9.5	19.0	23.0
Ztráty dle Fowlera	L	0.3			
	P	5.1			
	celkové	1.5			

přepočti

Obr. 40 Výsledný program se zadanými a přepočtenými hodnotami

[9],[10],[28],[29]

5 Matematická analýza naměřených hodnot

5.1 MATLAB

Název MATLAB vznikl zkrácením slov MATrix LABoratory, což je úzce specializovaný jazyk pro technické výpočty. Vlastní programovací jazyk vychází z jazyka Fortran.

Je to matematicko programové prostředí, obsahující skriptovací jazyk pro vědecko-technické výpočty, modelování, návrhy různých algoritmů, simulace a analýza, měření a zpracování signálu. Umožňuje návrhy řídicích a komunikačních systémů. MATLAB je složen z několika tzv. toolboxů, které jsou určeny pro jednotlivé aplikace, jako např. utváření fuzzy logiky, nebo matematicko-symbolický toolbox a další. Součástí či nástavbou matlabu je simulink, který umožňuje po zadání proměnných odsimulování jednotlivých dynamických soustav, případné znázornění výstupních hodnot v grafu.

MATLAB obsahuje předefinované hodnoty, speciální hodnoty a speciální matice, které jsou přístupné v programu. Většina z těchto speciálních hodnot a matic jsou generovány matlabem užitím funkcí. Matlabovské funkce typicky používají vstupní, volané argumenty na výpočet matice, ačkoli některé funkce nepožadují všechny vstupní argumenty. Výraz je obvykle složen z operátorů, funkcí a jmen proměnných. Výsledkem vyhodnocení výrazu je matice, která se zobrazí na obrazovce a je přiřazena do proměnné.

Funkce jsou jedním ze základních kamenů matlabu, některé z nich jsou vnitřní čili vestavěné. Jiné funkce jsou v knihovnách. A další funkce pro specializované aplikace mohou být přidány uživateli. Každý uživatel může vytvořit funkce, které se provádějí právě tak jako vnitřní funkce vestavěné v matlabu. Obecné kategorie analytických funkcí využitelných v matlabu zahrnují: Elementární matematické funkce, speciální funkce, elementární matice, speciální matice, rozklad matic, analýza dat, polynomy, řešení diferenciálních rovnic, nelineární rovnice a optimalizace, numerické integracemi zpracování signálů.

Pro statistické výpočty slouží v matlabu tzv, Statistics ToolBox, který obsahuje více než 200 m-souborů, které podporují výpočty v různých oblastech, jako např:

- PROBABILITY DISTRIBUTIONS- tady se nalézá 20 rozdělení pravděpodobnosti diskrétní a spojitě náhodné veličiny.
- DESCRIPTIVE STATISTICS-stanovení statistických charakteristik souborů
- LINEAR MODELS- lineární regresní analýza
- NONLINEAR MODELS-funkce pro interaktivní predikci a vizualizaci pro vícerozměrné data
- HYPOTHESIS TESTS-testování statistických hypotéz, t-test, Z-test
- MULTIVARIATE STATISTICS- metody pro statistickou analýzu víceproměnných dat
- STATISTICAL PLOTS- statistické grafy, jako je histogram
- DEMOS-demonstrační výukové úlohy
- DATA-demonstrační datové soubory

Ve statistickém toolboxu jsou tak, jako v předchozím textu implementovány funkce pro práci, jak pro rozdělení diskrétní i spojitě náhodné veličiny mezi toto patří: geometrické, Poissonovo, Studentovo, Gaussovo-normální.

Pro každé dané typové rozdělení je možné zobrazit distribuční funkci a funkci rozložení hustoty pravděpodobnosti, provádět s nimi výpočty či dopočítat jejich charakteristiky. Dále používat inverzní distribuční funkci, která stanoví hodnoty určitého rozdělení podle zadaných pravděpodobností.

V tomto toolboxu jsou dispozici funkce, které vypočítávají charakteristiky polohy, jako je aritmetický průměr, geometrický průměr, harmonický průměr, medián, kvantily.

Také charakteristiky rozptýlení, jako je rozptyl, směrodatná odchylka, průměrná odchylka, variační rozpětí, interkvantilové rozpětí či jiné.

Avšak součástí je také grafická prezentace výsledků zpracování statického souboru. Tak to lze znázornit histogramy absolutních četností, absolutních kumulovaných četností, krabicový graf, přilehlé hodnoty, vrubový krabicový graf. Pro zjišťování, zda výběrový soubor pochází ze základního souboru s normálním rozložením hustoty pravděpodobnosti, slouží graf normálního rozložení. Také můžeme zjistit zda mají dva výběrové soubory stejné rozdělení pomocí kvantilového grafu.

Ve funkcích MATLABu můžeme dále provádět analýzu lineárních regresních modelů, pro toto se využívá funkce pro analýzu rozptylu. Jednou z možností jak postupovat zjištění zdrojů variability u lineárních, nebo jako samostatných technik. Je z statistického hlediska takovéto funkce chápeme jako speciální případ regresní analýzy u níž vysvětlujeme proměnné mají pouze binární charakter a mohou nabývat pouze hodnot 0 nebo 1. Pro analýzu zdrojů variability vyšetřujeme výběrový soubor při uvážení jednoho faktoru pomocí funkce pro jedno-faktorovou analýzu rozptylu, nebo dvoufaktorová analýza rozptylu umožňuje zkoumání vlivu samozřejmě dvou faktorů. Zkoumáním vlivu faktorů na variabilitu se provádějí testy hypotéz o jejich významnosti, tato funkce umožňuje porovnat i více výběrů. Pro náhled grafických výsledků analýzy využijeme například krabicové grafy, které umožňují evidentní posouzení shodnosti respektive difference středních hodnot jednotlivých výběrů.

Pro zmínku také stojí další funkce, které umožňují testování statických hypotéz. Je možno provádět testy hypotéz rozptylu, testy hypotéz o střední hodnotě, testy významnosti rozdílů párových hodnot a testy dobré shody.

5.2 Statistické zpracování

5.2.1 Jednotlivé proměnné a grafy

Diagram rozptýlení-naměřené se graficky znázorňují na číselné ose. V tomto diagramu jsou naměřené hodnoty v intervalu mezi nejmenší a největší porovnanou hodnotou o různé hustotě. Vyznačíme-li na číselné ose hranice intervalů, můžeme zjistit četnosti hodnot v každém intervalu.

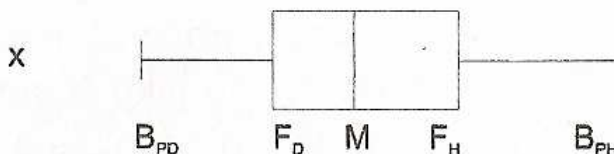
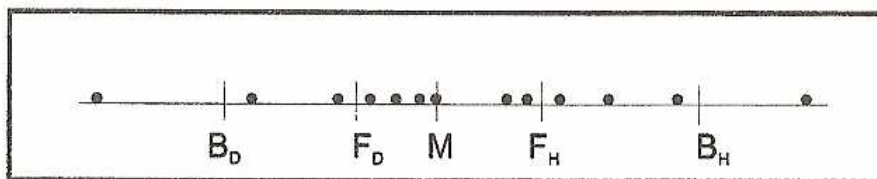
Distribuční funkce je tedy funkce, která každému reálnému číslu přiřazuje pravděpodobnost, že náhodná veličina nabude hodnoty, která je menší nebo rovna tomuto číslu. $F(x) = P[X \leq x]$ [25]

Distribuční funkce je neklesající a je spojitá zprava. Hodnoty distribuční funkce leží v rozsahu $0 \leq F(x) \leq 1$ [25]. Pro diskrétní náhodnou veličinu X lze pro libovolné reálné číslo x vyjádřit distribuční funkci vztahem:

$$F(x) = \sum_{t \leq x} P(t) \quad [25]$$

Krabicový graf – pro částečnou sumarizaci dat, graf umožňuje znázornění robustního odhadu polohy (mediánu), posouzení symetrie v okolí kvantilů, posouzení symetrie u konců rozdělení, identifikaci odlehlých dat. Krabicový graf je konstruován jako obdélník s vhodně zvolenou šířkou, která je úměrná hodnotě \sqrt{n} . V místě mediánu je obdélník rozdělen vertikální čarou. Od obou stran obdélníků pokračují úsečky, které jsou ukončeny tzv. přilehlými hodnotami B_{PH} a B_{PD} . Tyto hodnoty leží uvnitř tzv. vnitřních hradeb nejbližší k jejich hranicím B_H a B_D :

$$\begin{aligned} B_H &= F_H + 1.5R_F \\ B_D &= F_D - 1.5R_F \end{aligned} \quad [26]$$



Obr. 41 Krabicový graf [26]

Významná část prvků výběru, ležící mimo hradby, jsou považovány ve statistice za podezřelé a jako takové mohou být ze souboru vyloučeny, jako hodnoty vybočující či odlehlé.

Vrubový krabicový graf – obdoba krabicového grafu, umožňuje i posouzení variability mediánu.

Histogram je jedna z nejstarších metod odhadu tvaru funkce rozložení hustoty pravděpodobnosti. Jde o obrys sloupcového grafu, kde jsou na ose x vyneseny tzv. třídy definující šířku sloupců, přičemž výšky odpovídají empiricky zjištěným hustotám pravděpodobnosti, jako jsou četnosti výskytu hodnot v odpovídajících třídách. Setřídění dat do tříd předpokládá určení počtu tříd L , který kvalitu histogramu značně ovlivňuje. Zobrazuje četnost dat v závislosti na jejich hodnotě. Je to jedna z metod odhadu tvaru funkce rozložení hustoty pravděpodobnosti.

Normální rozdělení pravděpodobnosti je jedno z nejdůležitějších rozdělení pravděpodobnosti spojitě náhodné veličiny. Tímto rozdělením pravděpodobnosti se sice neřídí velké množství veličin, ale jeho význam spočívá v tom, že za určitých podmínek dobře aproximuje řadu jiných pravděpodobnostních rozdělení.

Minimální hodnota je nejnižší hodnota výběru, naopak maximální je nejvyšší hodnota vybraných hodnot.

Rozsah hodnot-výběrového souboru.

Střední hodnota je parametr rozdělení náhodné veličiny, která je definována jako vážený průměr daného rozdělení. V řeči teorie míry se jedná o hodnotu

$$EX = \int_R x dP(x) \quad [25]$$

kde P je pravděpodobnostní míra určující rozdělení náhodné veličiny X . Pokud výraz na pravé straně nekonverguje absolutně, pak říkáme, že střední hodnota neexistuje.

Směrodatná odchylka je v teorii pravděpodobnosti a statistice často používanou mírou statistické disperze. Jedná se o kvadratický průměr odchylek hodnot znaku od jejich aritmetického průměru. Vypovídá o tom, jak moc se od sebe navzájem liší typické případy v souboru zkoumaných čísel. Je-li malá, jsou si prvky souboru většinou navzájem podobné, a naopak velká směrodatná odchylka signalizuje velké vzájemné odlišnosti. Pomocí pravidel 1σ a 2σ lze přibližně určit, jak daleko jsou čísla v souboru vzdálená od průměru, resp. Hodnoty náhodné veličiny vzdálené od střední hodnoty. Směrodatná odchylka je nejužívanější míra variability. Směrodatná odchylka, značená řeckým písmenem σ , se obvykle definuje jako

odmocnina z rozptylu náhodné veličiny X , tzn.

$$\sigma = \sqrt{D(X)} = \sqrt{\text{var}(X)} \quad [25]$$

kde $D(X)$ označuje rozptyl náhodné veličiny X . Směrodatnou odchylku lze vypočítat pomocí střední hodnoty $E(X)$ a případně i $E(X^2)$.

$$\sigma = \sqrt{E((X - E(X))^2)} = \sqrt{E(X^2) - (E(X))^2} \quad [25]$$

Medián je hodnota, jež dělí řadu podle velikosti seřazených výsledků na dvě stejně početné poloviny. Ve statistice patří mezi míry centrální tendence. Platí, že nejméně 50 % hodnot je menších nebo rovných a nejméně 50 % hodnot je větších nebo rovných mediánu. Pro nalezení mediánu daného souboru stačí hodnoty seřadit podle velikosti a vzít hodnotu, která se nalézá uprostřed seznamu. Pokud má soubor sudý počet prvků, obvykle se za medián označuje aritmetický průměr hodnot na místech $n/2$ a $n/2+1$.

Interkvartilové rozpětí $Q = Q_{III} - Q_I$ je charakteristikou rozptýlenosti, jež se standardně používá k popisu tvaru dat, když se z nějakého důvodu nechceme opřít o průměrové charakteristiky,

Interkvartilové rozpětí není na rozdíl od směrodatné odchylky tak citlivé vůči odlehlým hodnotám.

Horní a dolní kvartil, které oddělují ze statistického souboru čtvrtiny. Rozlišuje se dolní kvartil $Q_{0,25}$ a horní kvartil $Q_{0,75}$

Šikmost v charakteristikách udávají, jsou-li hodnoty kolem zvoleného středu rozloženy souměrně nebo je-li rozdělení hodnot zešikmeno na jednu stranu. Všechny charakteristiky šikmosti nějakým způsobem využívají vztahů mezi průměrem \bar{x} , mediánem x_{\sim} a modusem x^* .

- Pro záporně sešikmené rozdělení je $x^* < x_{\sim} < \bar{x}$
- Pro symetrické rozdělení je $x^* = x_{\sim} = \bar{x}$
- Pro kladně sešikmené rozdělení je $x^* > x_{\sim} > \bar{x}$

Momentový koeficient šikmosti S_m je definován vztahem:

$$S_m = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{(x_i - \bar{x})^3}{s^3} \quad [25]$$

Kvantilový koeficient šikmosti S_p je definován jako

$$S_p = \frac{(x_{100-p} - x_{50}) - (x_{50} - x_p)}{x_{100-p} - x_p}, \quad [25]$$

Charakteristiky špičatosti udávají, jaký průběh má rozdělení hodnot kolem zvoleného středu rozdělení. Čím je rozdělení špičatější, tím víc jsou hodnoty soustředěny kolem daného středu rozdělení. Na druhé straně, rozdělení s nízkou špičatostí často obsahuje hodnoty velmi vzdálené od středu rozdělení. Momentový koeficient špičatosti K_m je definován vztahem

$$K_m = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{(x_i - \bar{x})^4}{s^4} \quad [25]$$

Někdy se jako charakteristika špičatosti používá veličina K_m-3 . Je to proto, že normované normální rozdělení má $K_p=3$. Při porovnávání zda $K_m>3$ zjišťujeme, zda je rozdělení špičatější než normované normální rozdělení. Kvantilový koeficient špičatosti K_p je definován:

$$K_p = \frac{x_{\max} - x_{\min}}{x_{100-p} - x_p} \quad [25]$$

Kde $p<50$. x_p je odpovídající kvantil.

5.3 Zpracování naměřených hodnot

Pro zpracování naměřených hodnot se využívá statistik toolbox, a v něm využití jednotlivých proměnných. Nejprve data zadáme ve vhodném formátu do programu MATLAB.

Poté zadané hodnoty seřadíme pomocí funkce sort od nejmenší po největší. Dále pomocí příkazů plot a cdfplot (zobrazí empirickou distribuční funkci) vykreslíme diagramy rozptýlení hodnot a distribuční funkce.

Pokračujeme funkcí boxplot určená pro znázornění krabicového vrubového grafu, ve kterém jsou pro jednotlivé sloupce zobrazeny minimální a maximální hodnoty, dolní i horní kvartil, medián a jeho variabilita. Pomocí funkce histfit si vykreslíme histogram jednotlivých sloupců dat s proložením křivky normálního rozdělení.

Dále si pomocí MATLABu vypočteme parametry jednotlivých sloupců dat.

Jsou to:

- minimální hodnota – funkce min – pro vektor určí minimum, pro matici je výsledek řádkový vektor obsahující minimum každého sloupce matice
- maximální hodnota – funkce max-pro vektor určí maximum, pro matici je výsledek řádkový vektor obsahující maximum každého sloupce matice
- rozsah hodnot – funkce range- vrací číselný rozsah hodnot a kvantizačních hodnot mezi minimum a maximum
- střední hodnota – funkce mean-pro matici určuje průměry prvků ve sloupcích
- směrodatná odchylka – funkce std- počítá směrodatnou odchylku, pro matici určuje směrodatnou odchylku v jednotlivých sloupcích
- medián – funkce median- určí pro lichý počet členů vstupních dat prostřední prvek při seřazení podle velikosti, pro sudý počet členů vypočte průměr z velikosti dvou členů nejbližší středu seřazených dat
- interkvartilové rozpětí – funkce iqr-vypočítává odlišnost mezi 25 a 75 % vzorku
- špičatost – funkce kurtosis-3- určí či definuje čtvrtý moment
- horní kvartil – funkce prctile s parametrem 75-vypočítává tuto hodnotu při 75 %
- dolní kvartil – funkce prctile s parametrem 25-vypočítává tuto hodnotu při 25 %
- šikmost – funkce skewness-určuje míru asymetrie rozdělení

5.3.1 Naměřené hodnoty

Měřením se zjišťovaly a zapisovaly hodnoty otoakustických emisí:

- tranzitorních evokovaných (TEOAE)
- zkreslený produkt (DPOAE)

Měřené hodnoty byly obohaceny o výsledky z audiometru. Měření bylo prováděno u 28 pacientů od 18 let do 70 let, kteří si nestěžovali na poruchu sluchu. Bylo vyšetřeno 56 uší, na kterých bylo provedeno 168 měření.

Pro vyhodnocení DPOAE byly naměřené hodnoty převedeny z SPL na HL pomocí tabulky.

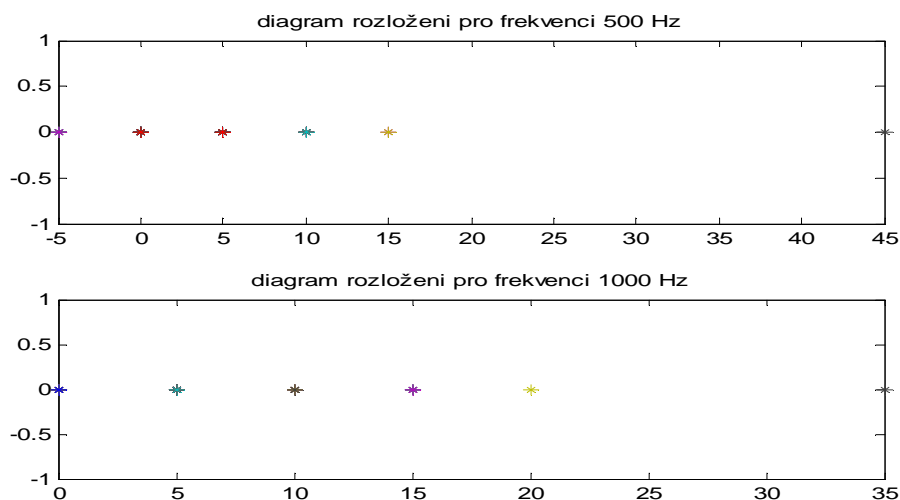
Hz	125	250	500	1000	2000	4000	8000
dB SPL-HL	45	27	13	7	9	12	15

Tab. 8 Přepočty hodnot [1]

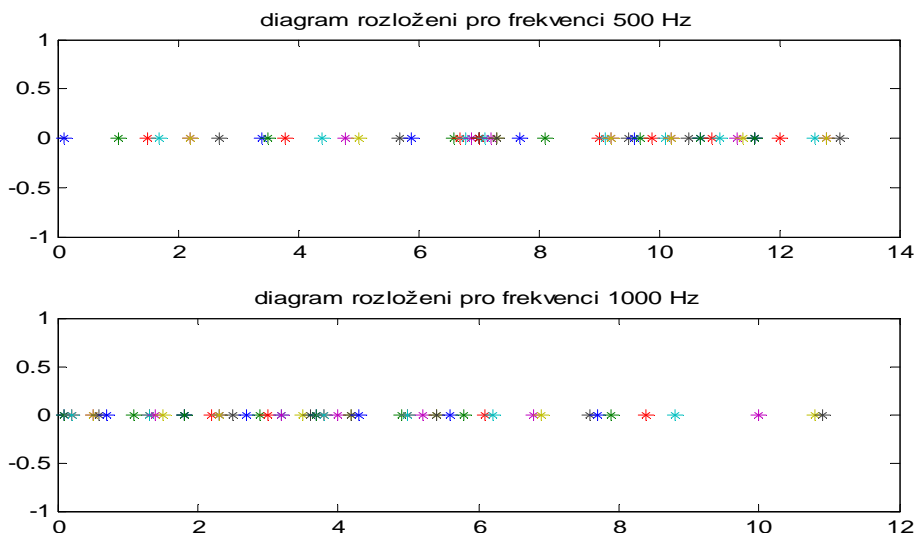
	Ucho L/P	Audiometrie(kHz)				TeOAE/Emis.[kHz] Strength-(%)						□pose(kHz)			
		0,5	1	2	4	0,75- 1,25	1,25- 1,75	1,75- 2,5	2,5- 3,5	3,5- 4,5	Cel. Suma	0,5	1	2	4
1	L	5	10	5	20	16	81	84	92	60	67	5	1,1	7,9	4,9
	P	10	5	10	15	47	71	65	86	88	62	11	2,5	2,8	1,1
2	L	0	5	0	-5	97	95	98	95	30	80	2,2	1,3	1	3,9
	P	0	5	0	0	96	89	97	95	39	64	7,3	0,2	5,2	4,9
3	L	5	10	5	5	71	81	97	92	91	90	7,7	2,3	6,7	5,3
	P	10	5	10	0	72	84	95	97	93	89	13	2,3	4,6	6,7
4	L	5	5	10	5	98	99	98	97	81	93	10	11	6,2	2,4
	P	0	5	0	10	95	99	96	91	82	89	7	10	4,1	4,7
5	L	5	5	15	5	96	99	98	99	89	97	11	6,2	8	1
	P	5	15	5	5	86	99	99	99	93	95	9,6	4,2	0,8	3,9
6	L	5	5	10	5	47	59	40	87	67	48	13	3,6	7,4	0,2
	P	5	5	10	30	91	89	4	78	16	41	6,9	0,1	6	7
7	L	0	5	5	5	83	88	84	67	5	51	13	6,1	8,6	9,4
	P	5	10	10	0	-8	62	91	71	-11	38	6,6	3	8,9	10
8	L	0	5	5	0	96	98	99	99	98	98	7,1	7,7	3,5	2,7
	P	0	5	5	0	97	98	98	99	84	96	9,1	8,4	3,8	2,4
9	L	5	10	5	0	52	35	-65	32	38	25	11	5,8	3,1	12
	P	10	15	10	0	40	75	0	68	59	42	7	1,8	4,3	4,4
10	L	10	15	20	15	-45	48	-4	41	0	-25	0,1	4,9	7	24
	P	45	35	30	40	-11	67	77	44	49	25	3,4	6,9	2,9	1,5
11	L	0	5	0	-5	86	97	98	95	91	91	13	6,8	5	1,1
	P	-5	0	0	-5	62	90	94	96	96	86	12	0,7	1,7	3,7
12	L	15	10	25	30	52	30	12	46	8	36	6,7	0,2	4,1	3
	P	10	15	15	40	26	74	88	90	78	81	11	0,5	3,4	6,1
13	L	5	10	15	40	94	93	32	9	10	44	5,9	5	9,8	22
	P	5	5	15	40	0	43	81	-30	-32	3	7,2	3,2	6,3	13
14	L	0	0	0	5	54	82	93	83	50	52	2,7	0,5	8,3	9,1
	P	0	5	5	5	74	96	96	85	73	75	2,2	4,2	7,7	3
15	L	5	10	10	0	98	98	97	97	91	91	7,3	1,5	3,4	2,6
	P	5	0	5	5	98	97	99	97	91	91	9,9	3,2	1,2	2,7
16	L	15	10	0	5	70	86	84	95	97	86	3,5	3,8	3,4	7
	P	0	5	0	-5	-26	67	44	58	30	-3	6,8	1,8	4,9	5,7
17	L	-5	0	0	0	51	79	86	86	71	73	11	7,9	7,2	7,6
	P	0	0	0	0	77	86	69	84	92	79	7	8,8	4,9	7,5
18	L	5	5	5	10	36	98	74	93	44	83	12	2,2	2,6	7,5
	P	5	5	0	0	58	23	90	61	39	47	9,2	1,3	6,8	0,6
19	L	0	5	0	0	-15	51	-1	70	82	37	8,1	5,2	8,8	12
	P	0	5	5	5	0	22	77	94	92	65	9	4	1,3	8,8
20	L	0	5	15	0	92	97	95	97	96	94	1,7	2,7	7,7	8,7
	P	0	5	10	0	70	98	98	97	81	92	10	0,6	2	2,1
21	L	-5	5	0	0	80	96	95	83	84	87	11	1,8	3,2	2,5
	P	-5	5	0	0	76	94	97	95	89	86	5,7	3,7	3,6	2,5
22	L	10	15	10	5	62	86	94	98	68	88	3,8	4,3	5,8	11
	P	5	20	15	5	93	94	96	98	82	87	1	3,7	5,6	8,5
23	L	5	5	5	-5	73	93	85	93	84	81	11	5,4	5,6	0,6
	P	5	5	5	0	47	87	94	93	78	74	12	5,6	3,6	0,6
24	L	-5	5	5	-5	99	99	98	99	97	98	10	11	7	7,1
	P	0	5	0	-5	97	99	98	94	92	94	9,2	7,6	2,6	6,7
25	L	0	5	0	0	96	98	99	96	81	91	12	0,1	8,4	1,5
	P	5	5	-5	-5	-7	90	94	96	90	83	9,7	2,9	7,5	0,5
26	L	10	5	0	0	3	1	88	90	95	58	7	3,5	8,7	7,1
	P	10	0	5	0	40	68	41	82	78	56	4,8	3,8	7,6	1
27	L	5	10	5	5	-8	90	93	94	92	86	4,4	5	7,3	3,4
	P	5	10	10	5	-10	86	89	88	78	60	1,5	5,4	4,9	5,6
28	L	0	0	10	0	89	96	97	80	94	89	7	1,4	7,6	11
	P	0	0	5	0	80	96	88	93	88	84	9,5	2,3	8,5	5,7

Tab. 9 Tabulka naměřených hodnot

5.3.2 Výsledky měření tónová audiometrie a zkresleného produktu oae (Dpoae)



Obr. 42 Diagram rozložení pro frekvence 500 Hz a 1000 Hz u tónové audiometrie

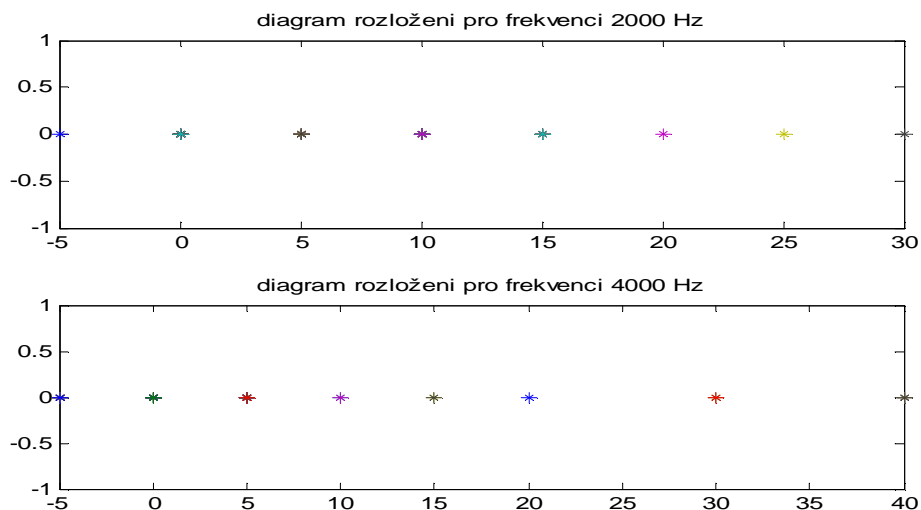


Obr. 43 Diagram rozložení pro 500 Hz a 1000 Hz u Dpoae

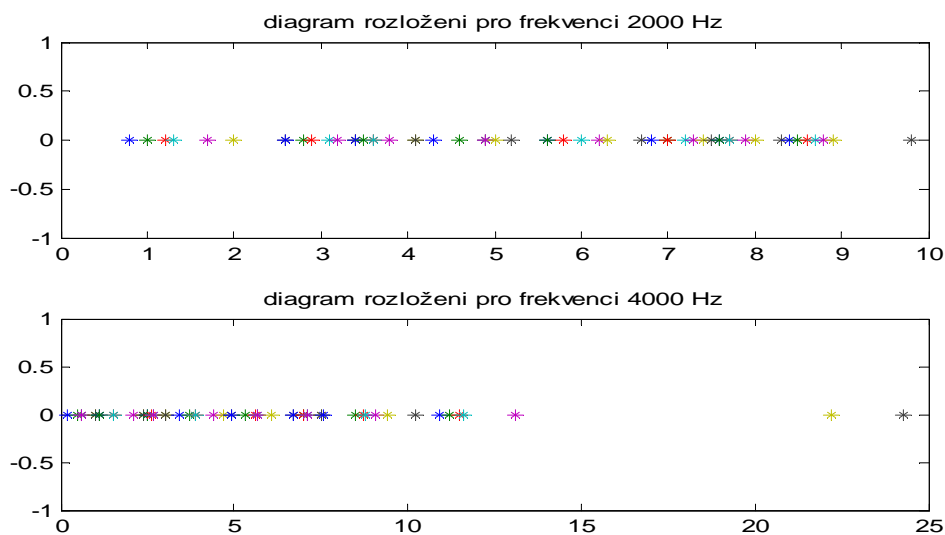
Na diagramech rozložení pro tónovou audiometrii a zkresleného produktu oae. Na frekvencích 0,5 a 1 kHz je vidět, že následující:

- Že hodnoty vykreslené u tónové audiometrie Obr.42a, jež odpovídají hodnotám naměřených u jednotlivých pacientů na frekvenci 500 Hz se shodují s hodnotami naměřenými u Dpoae Obr. 43a. Hodnoty u Dpoae jsou více rozptýleny a ne-zakrouhlovány na celou. Toto vyplývá z objektivního měření.
- Hodnoty vykreslené na frekvenci 1 kHz jsou méně rozptýlené u Dpoae nežli u tónové audiometrie, ty to hodnoty se pohybují u tónové audiometrie od 0 po 20 dB / HL Obr.42b, kdež to u Dpoae je to pouze 0-11,5 dB/ HL Obr.43b.

Konkrétní hodnoty vyplývají z tabulky Tab.2 a Tab. 3 uvedené Příloze 6.



Obr. 44 Diagram rozložení pro 2 a 4 kHz u tónové audiometrie

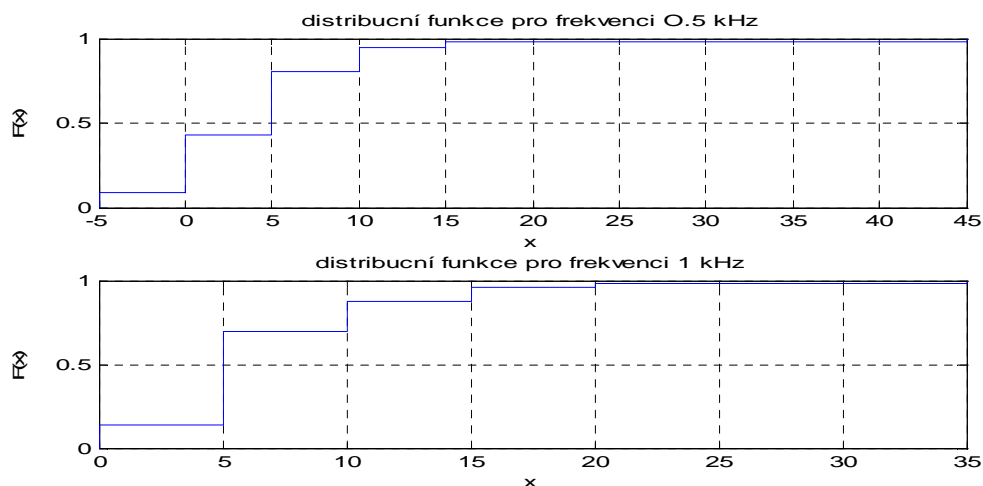


Obr. 45 Diagram rozložení pro 2 a 4 kHz

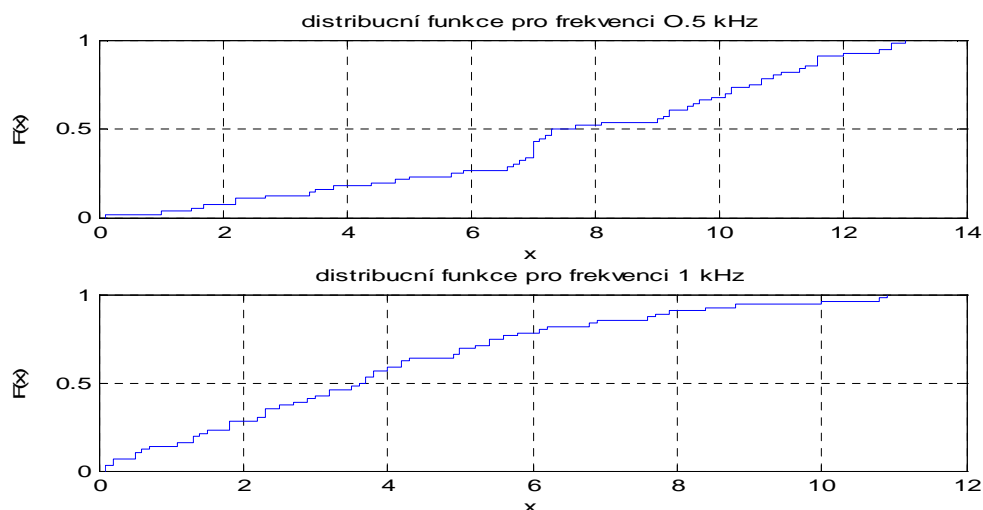
Pro diagramy rozložení pro tónovou audiometrii a Dpoae je následující:

- Hodnoty naměřené sumačně neodpovídají naměřeným na frekvenci 2 kHz, tyto hodnoty se liší o 20 dB/HL Obr.44a, hodnoty u Dpoae se pohybují v rozmezí 0-10 dB/HL Obr.45a.
- Hodnoty na 4 kHz pro Dpoae jsou méně rozložené Obr.45b, nežli u tónové audiometrie, liší se od sebe o 15 dB/HL Obr.44b.

Konkrétní hodnoty vyplývají z tabulky Tab.2 a 3 uvedené Příloze 6.



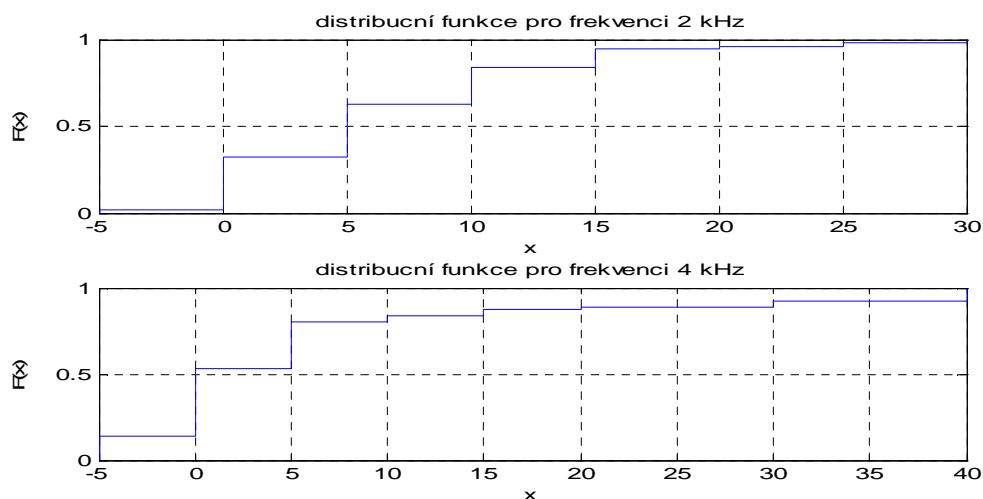
Obr. 46 Grafy distribuční funkce tónové audiometrie pro frekvence 0,5 a 1 kHz



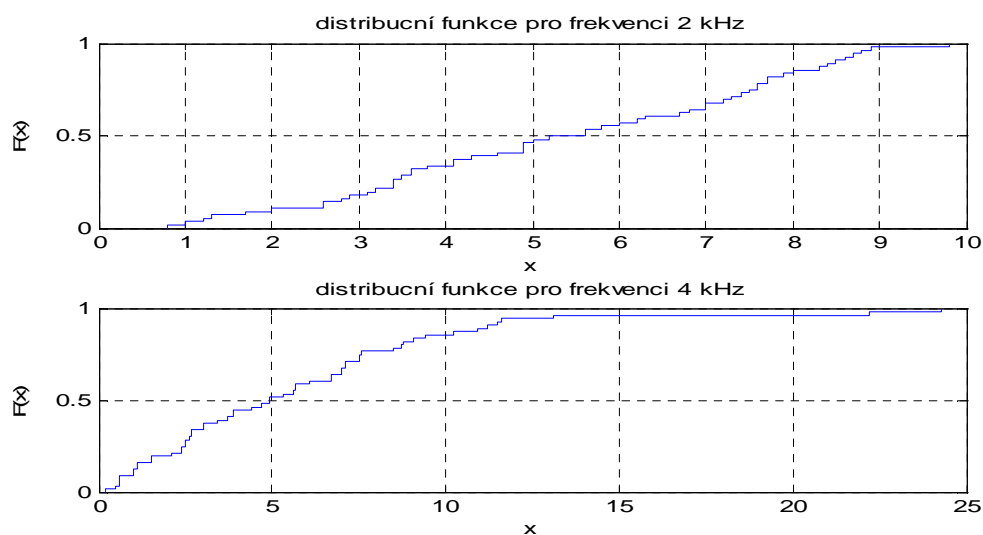
Obr. 47 Grafy distribuční funkce Dpoae pro frekvence 0,5 a 1 kHz

Grafy distribuční funkce nám říkají, na jakém intervalu je četnost dat vyrovnaná. To znamená, kdy stoupající funkce $F(x)$ přetne osu y na velikosti 0.5. Tím to říká, že ta pravděpodobnost výskytu velkého X nabývá hodnoty menší a nebo rovny tomu malému x . Konkrétní hodnoty vyplývají z tabulky Tab.2 a Tab. 3 uvedené Příloze 6.

- Na grafu Obr.46a pro tónovou audiometrii je vidět, že hodnota největšího výskytu se pohybuje na intervalu (0,10)dB/HL, kdež to na grafu Obr.47a pro Dpoae je tento interval (6,10) dB/HL.
- Pro frekvenci 1 kHz Obr.46b je největší četnost naměřených dat pohybuje pro tónovou audiometrii [0,10), avšak pro Dpoae je to na intervalu (2,6) dB/HL.

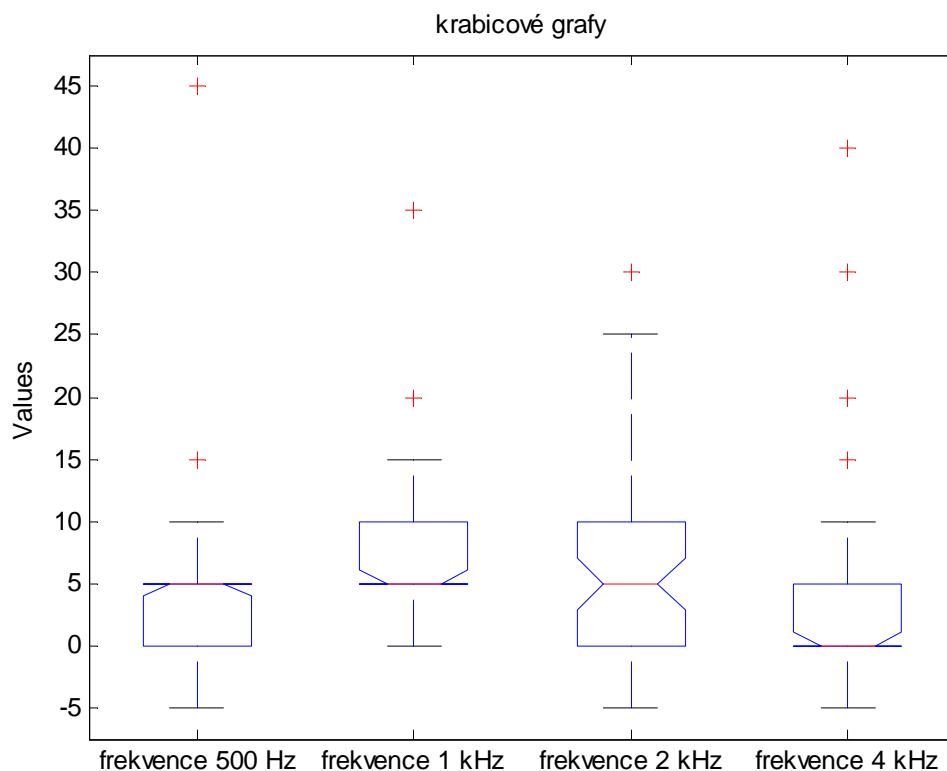


Obr. 48 Grafy distribuční funkce tónové audiometrie pro frekvence 2 a 4 kHz



Obr. 49 Grafy distribuční funkce Dpoae pro frekvence 2 a 4 kHz

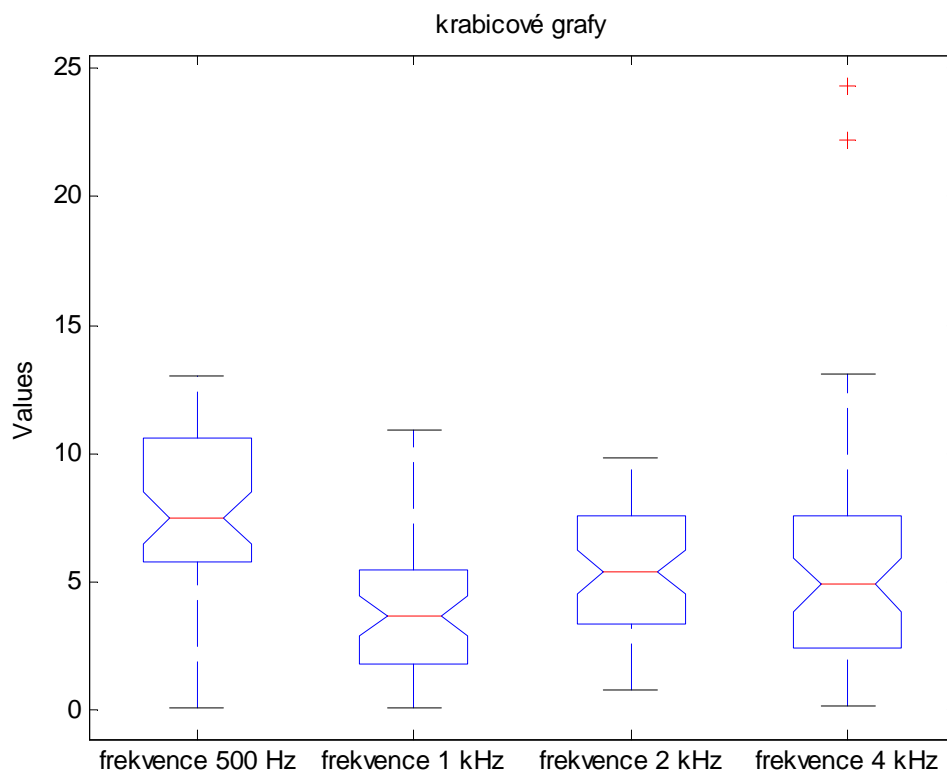
- Z grafu distribuční funkce tónové audiometrie pro frekvenci 2 kHz vyplývá, že největší výskyt naměřených hodnot je na intervalu (0,10)dB/HL Obr.48a, pro Dpoae je to (3,7) dB/HL Obr.49a.
- Kdež to na frekvenci 4 kHz pro tónovou audiometrii je největší výskyt na intervalu [-5,10) dB Obr.48b, pro Dpoae je rozsah hodnot [0,10) Obr.49b.



Obr. 50 Krabicové grafy pro tónovou audiometrii

Jednotlivé krabicové grafy nám popisují naměřená data, každý graf odpovídá jednotlivým frekvencím naměřenými pomocí tónové audiometrie. Konkrétní hodnoty vyplývají z tabulky Tab.2 uvedené Příloze 6.

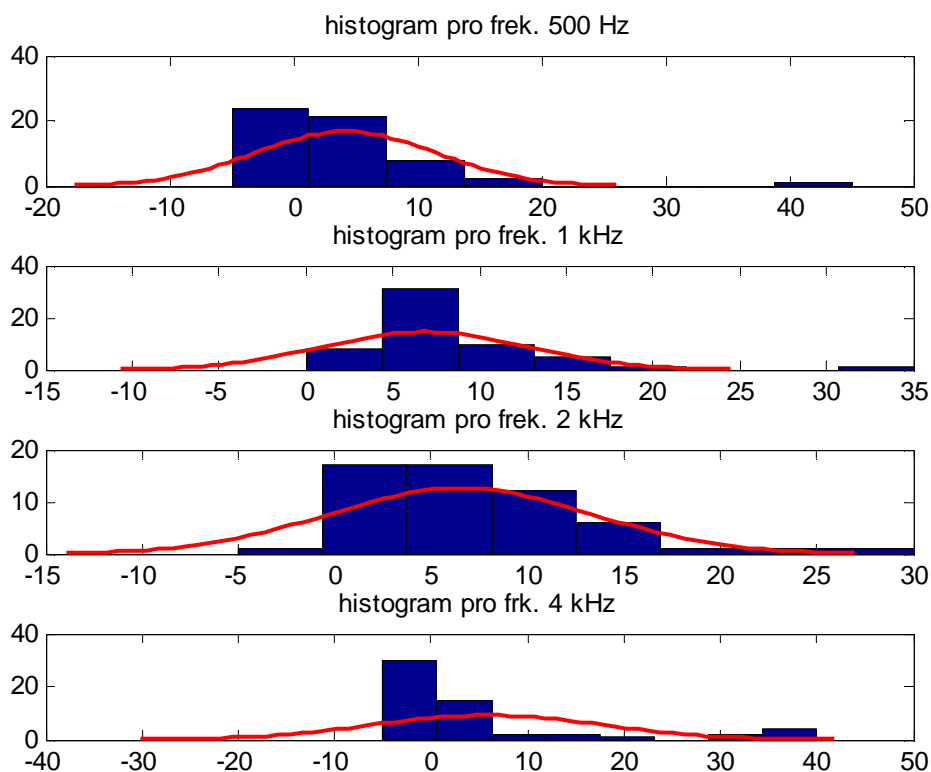
- Z prvního krabicového grafu lze vyčíst následující, že medián je roven pěti, dolní kvartil je roven 0, horní kvartil 5, hodnoty ležící mimo krabicový graf jež jsou 45 dB a 15 dB považovat za podezřelé a jako takové je můžeme ze souboru vyloučit jako hodnoty vybočující, a nebrat je v potaz.
- Druhý krabicový graf říká, že hodnota mediánu je 5, horní kvartil je roven 10, dolní je roven mediánu, hodnoty 20 a 35 dB jsou mimo krabicový graf.
- V třetím grafu je hodnota mediánu pět, dolní kvartil 0, horní 10, mimo graf je jen hodnota 30 dB
- Ze čtvrtého vyplývá následující: medián je roven 0, horní kvartil 5. Mimo leží hodnoty 40, 30, 20 a 15 dB.



Obr. 51 Krabicové grafy pro Dpoae

Jednotlivé krabicové grafy nám popisují naměřená data, každý graf odpovídá jednotlivým frekvencím naměřenými pomocí Dpoae. Konkrétní hodnoty vyplývají z tabulky Tab.3 uvedené Příloze 6.

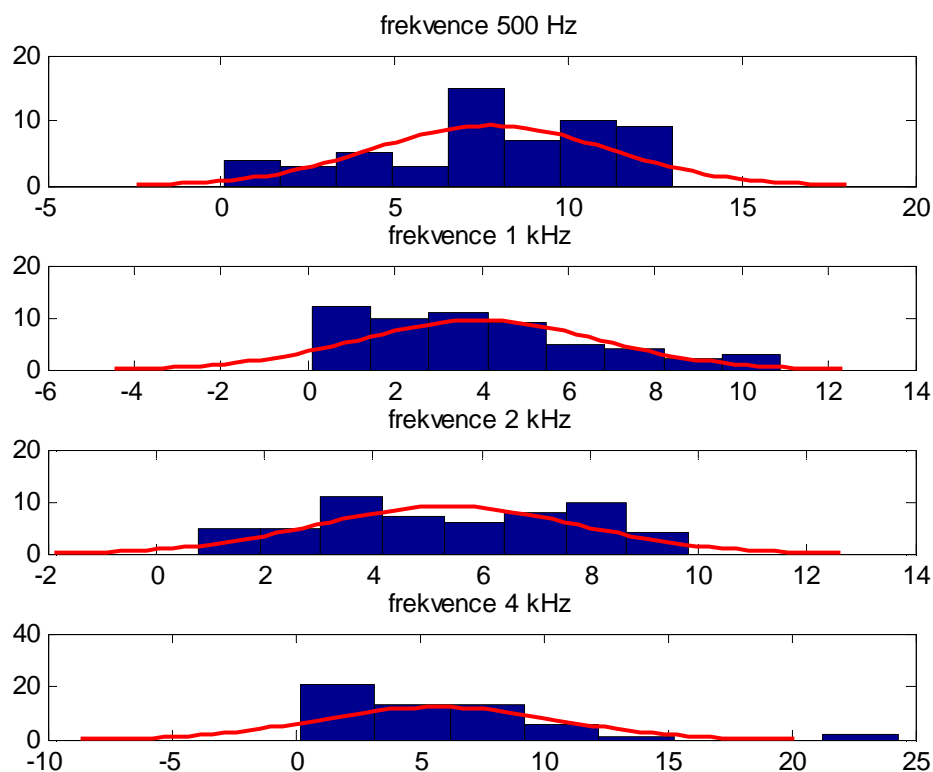
- První krabicový graf na frekvenci 500 Hz nám říká následující: že medián je 7.5, dolní kvartil se pohybuje nad hodnotu 5, horní kvartil nad hodnotu pohybuje mírně nad 10.5, či rozsah hodnot pohybující se kolem 13. Nejsou vybočující naměřené hodnoty.
- Druhý graf: dolní kvartil je 1.8, horní kvartil 5.5, medián je nad 3.5.
- Třetí graf nám říká, že medián je kolem 5, horní kvartil se pohybuje nad 7.5, dolní 3.4, rozsah hodnot je 9.
- U čtvrtého krabicového grafu, jenž reprezentuje hodnoty naměřené na frekvenci 4 kHz vyplývá: medián kolem 5, rozsah hodnot 24, dolní kvartil 2,45 a horní kvartil kolem 7,5. Navíc v tom to grafu se nacházejí hodnoty mimo znázornění a to dvě hodnoty nacházející se kolem 23-tí .



Obr. 52 Histogramy pro tónovou audiometrii

Z dat v histogramu proložený normálním-Gaussovým rozdělením, naměřené pomocí tónové audiometrie vyplývá následující:

- Pro frekvenci 500 Hz je rozložení pohybující s vrcholem normálního rozdělení pohybující se největší četností kolem 20 s pohybující se ztrátou sluchu 0 dB, vrchol normálního rozdělení se pohybuje kolem 5 dB/HL. Zároveň nám tento graf naznačuje nebrat v potaz odlehlé data.
- Pro frekvenci 1 kHz je tento histogram s největší četností kolem 30 se vyskytuje s ztrátou sluchu 7.5 dB/HL.
- Na frekvenci 2 kHz je rozložení četnosti největší na intervalu ztráty sluchu (0,10) pohybující se kolem 18 na každý sloupec.
- Avšak pro frekvenci 4 kHz je největší četnost 30 pohybující se s 0 dB/HL ztrátou sluchu



Obr. 53 Histogramy pro Dpoae

Z dat v histogramu proloženými normálním-Gaussovým rozdělením, naměřenými pomocí zkresleného produktu otoakustické emise (Dpoae) vyplývá následující:

- Na frekvenci 500 Hz je největší četnost pohybující se s 15 ze ztrátou sluchu kolem 7.5 dB/HL
- Pro frekvenci 1 kHz je největší četnost kolem 12 ze ztrátou sluchu pohybující se na intervalu[0;2) dB/HL, avšak vrchol normálního rozdělení se nachází 4 dB/HL.
- S frekvencí 2 kHz je vrchol normálního rozdělení nachází nad znázorněními četností na intervalu (4;6.5), největší četnost je nad 10 ze ztrátou sluchu 4dB/HL.
- Pro frekvenci 4 kHz se nachází největší četnost 20-ti na intervalu[0;3), normální rozdělení se nachází 5dB/HL s tím, že můžeme zanedbat četnost vyskytující se mimo normální rozdělení, a ta se nachází kolem 23dB/HL

[1],[4],[25],[26],[27]

6 Vyhodnocení metodiky modelování prahu sluchu dospělé populace

Z diagramů rozložení pro tónovou audiometrii vyplývá, že naměřené hodnoty se pohybují v rozmezí od 0 do 40 dB/HL toto rozmezí se mění s jednotlivými frekvencemi a je dáno vzorkem populace, která poskytly své informace. Toto rozmezí je dáno sumami naměřených dat vzorku populace.

Z diagramů pro zkreslený produkt otoakustické emise vyplývá, že hodnoty nejsou zohledněny zaokrouhlením na konkrétní ztrátu sluchu, hodnoty se pohybují v intervalu 0-25 dB/HL nejvíce pro frekvenci 4 kHz. Hodnoty pohybující se na ostatních měřených frekvencích se pohybují nejvíce 0-13 dB/HL.

Graf rozložení na frekvenci 500 Hz se shoduje až na výjimku 45 dB s oběma metodami, také na frekvenci 4 kHz až na výjimku v oblasti 40 dB pro tónovou audiometrii.

Diagramy distribuční funkce(Obr.46-49) nám znázorňují rovnoměrné znázornění naměřených dat, kdy intervalu 0-0.5 odpovídá 50% naměřených dat, tak to je i na intervalu 0.5-1. Pro diagramy distribuční funkce vyplývá, že z grafů tónové audiometrie je největší rozložení dat na frekvenci 4 kHz to pro interval [-5,10) dB/HL pro ostatní je tento interval dat (0,10)dB/HL, dále z grafů jen odhadem zle vyčíst střední hodnotu. Pro zkreslený produkt otoakustické emise jsou tyto grafy rovnoměrně rozloženy se stoupajícím charakterem, a lze přesněji vyčíst z grafů, kde se nachází střední hodnota.

Krabicové(Obr.50,51) grafy nám ukazují, že naměřená data, která nejsou součástí krabicového grafu, nepatří do stejného oboru dat. Toto tvrzení platí pro hodnoty z tónové audiometrie, kde nejvíce odlehlost dat je na frekvenci 4 kHz pohybující se od 15 dB/HL do 40 dB/HL, kdež to nejméně je na frekvenci 3 kHz. U zkresleného produktu otoakustické emise je pouze zanedbání dat na frekvenci 4 kHz, kde tyto hodnoty se pohybují kolem hodnoty 23dB/HL. Ze všech krabicových grafů lze vyčíst medián, dolní a horní kvartil, interkvantilové rozpětí, minimální a maximální hodnoty, rozsah hodnot.

Histogramy(Obr.52,53) nám ukazují četnost naměřených dat na jednotlivých ztrátách sluchu s proložením normálního rozložení. Největší četnost u tónové audiometrie lze vyčíst na frekvenci 1kHz. Dále také odlehlost dat pohybující se kolem 35 dB na ztrát sluchu pro frekvence 0.5 a 1 kHz. Pro zkreslený produkt otoakustické emise jsou histogramy rovnoměrněji rozloženy s proložením Gaussovy křivky. Největší četnost 20 se pohybuje na intervalu (0-5) dB na HL pro frekvenci 4 kHz.

Dále byly zpracovány hodnoty transientně evokované emise, jež se nacházejí v Příloze 5. Tyto hodnoty se mohou využít pro kontrolu s tónovou audiometrií a zkresleného produktu.

Závěr

Na základě problematiky v ORL bylo nutné se obeznámit se základy fyziologie zvuku, sluchu a samotného hluku.

Pro získání biologických údajů od pacientů bylo potřeba se seznámit s měřicí technikou, která toto umožnila. Měření probíhala na přístrojích firmy Madsen Electronics Capella a Videomed SMART, na kterém se pracovalo v ORL ambulanci v Ostravě-Porubě. Tato zařízení jsou klinickými přístroji umožňující velkou škálu vyšetření s různou časovou náročností. Přístroj pro měření subjektivních pocitů audiometr SMART nám umožňuje měření již od 3 let věku. Pro měření objektivní metody snímání otoakustických emisí umožňuje vyšetřování už i screeningového práhu novorozenců. Rovněž vizuální hodnocení výbavnosti či nevýbavnosti grafů TEOAE, které jsou měřeny na jednotlivých pásmech. DPOAE jsou měřeny na jednotlivých frekvencích. Obdobné je to i s vyšetřováním pomocí tónového audiometru. A to vzdušného či kostního vedení, a nebo využití jiných dostupných testů, jako je SISI test, či automatický test nebo slovní test.

Naměřená data byla převedena a následně upravena do tabulky, z níž byla pak využita ke zpracování v programu MATLAB. Samotný kód pro zpracování zkresleného produktu otoakustické emise je uveden v Příloze 3., pro zpracování tónové audiometrie je uveden v Příloze 2. Dále byla zpracována transientně evokovaná otoakustická emise, jejíž výsledky jsou k nahlédnutí v Příloze 5. a 6. Zdrojový kód je uveden v Příloze 4.

Z výsledků statistického zpracování vyplývá následující: z metod grafického znázornění je vidět, že data nebyla rozdělena do jednotlivých celků, ale byla brána celkově. Toto nejlépe potvrzují krabicové grafy. Zpracovaná data potvrzují, že objektivní metoda zkresleného produktu otoakustické emise vyznívá lépe z grafického zpracování, nežli subjektivní metoda tónové audiometrie. Údaje z grafů, které nelze přesně určit z grafické metody, doplňují jednotlivé tabulky v Příloze 6. Dále můžeme říci, že výsledky mohou být ovlivněny nedostatkem naměřených dat od 28 pacientů, výsledky těchto 28 pacientů byly zesumarizovány. Pokud by bylo naměřeno více jak 100 údajů pro jednotlivé věkové kategorie, už by grafy vypadaly jinak.

Pro sestavení programu pro přepočet bylo nutné se seznámit s problematikou programování, a najít vhodný jazyk pro sestavení samotného programu. Také najít vhodný programovací editor, poté zadat požadované údaje.

Bylo nutné se seznámit s posudkovou činností, pro kterou je tento program konstruován tak, aby byl využit také v klinické praxi.

Tento program převodu umožňuje údaje naměřené ze zkresleného produktu otoakustické emise, které se udávají v hodnotě SPL převést na hodnoty HL, v níž je vedena tónová audiometrie a takto srovnat obě tyto metody. Dále je možné z přepočtů Dpoe zjistit ztráty sluchu na jednotlivém uchu a pak zjistit celkové ztráty sluchu. Tento program funguje tam, kde je nainstalována Java aplikace.

Program je možno rozšířit o blok pro výpočet ztrát sluchu u tónové audiometrie tak, jak je to podobné u Dpoe.

Seznam užité literatury

- [1] Mrázková, E. *Základy audiologie a metod objektivního vyšetření sluchu* První vydání. Ostrava: VŠB-Technická univerzita Ostrava, 2006, ISBN 80-248-1129-4
- [2] Trojan, S. a kol. *Lékařská fyziologie*, Grada - Avicenum, Praha 1999, ISBN 80-7169-7885
- [3] Silbernagl, S., Despopoulos, A., *Atlas fyziologie člověka*. Šesté vydání. Grada - Avicenum, Praha 2004, ISBN 80-247-1152-4
- [4] Sedláček, M., Šmíd, R. *MATLAB v měření*. Vydavatelství ČVUT, 2003, ISBN 80-01-02851-8
- [5] Rozman, J. a kolekt. *Elektronické přístroje v lékařství*. První vydání, Academia, Praha 2006, ISBN 80 200 1308 3
- [6] Kemp, D.T. *The OAE Story*. Published by Otodynamics Ltd., 30-38 Beaconsfield Rd., Hatfield, Herts, United Kingdom 2007, England, ISBN 1 901739 01 5
- [7] Valvoda, J., Betka, J., *Otorinolaryngologie a foniatrie- Otoakustické emise- pokrok v poznání a vyšetřování sluchové funkce*, Praha-1996
- [8] Henách, D., *Technická dokumentace: Madsen-CAPELLA - analyzátor otoakustických emisí, 1998 Madsen electronics*
- [9] www.wikipedia.org, 11/2006
- [10] http://wikipedia.infostar.cz/j/ja/java_%28programming_language%29.html 3/2010
- [11] <http://www.comhealth.cz/cz/Audiologie>
- [12] <http://www.chironax.com/>, 3/2008
- [13] Madsen electronics, 1999, Ing. Daniel Henych, rev. 03012005
- [14] Videomed, Copyright 2009, ver. 1.72.23.2.2009
- [15] <http://cistemesto.ecmost.cz/hluk.php>, 2/2010, © Ekologické centrum Most pro Krušnohoří
- [16] WHO: Guidelines for Community Noise, 1999
- [17] <http://cs.wikipedia.org/wiki/Hluk> 3/2010
- [18] <http://www.zdravcentra.cz/index.php?act=k-10&did=943&kategorie=0&page=povo5.html> 2/1010
- [19] <http://hluk.eps.cz/index.php?section=hluk&page=zdroje-hluku-a-prehled-nastroju-reseni>
- [20] <http://envi.upce.cz/eals/eals3.pdf>
- [21] Vrbík, P., Pokorný B., *ZDRAVOTNÍ RIZIKA Z IMISÍ HLUKU PŘI PROVOZU MOBILNÍ RECYKLAČNÍ LINKY*, Zdravotní ústav Brno, červen 2007
- [22] Groh, D., *Základní souhrn anatomie a fyziologie sluchového analyzátoru*, skripta ORL

- [23] http://www.szu.cz/uploads/documents/chzp/hluk/vetrne_elektrarny.pdf, 3/2010
- [24] www.videomed.eu 3/2010
- [25] http://amper.ped.muni.cz/jenik/nejistoty/html_tree/node13.html 3/2010
- [26] Hájovský, R., *Měření a zpracování dat pro obor biomedicínská technika*, VŠB-TuO 2007, ISBN 978-80-248-1588-6
- [27] Penhaker, M., *Práce v prostředí MATLAB*, VŠB-TuO 2007, ISBN 978-80-248-1559-6
- [28] Brett S., *Java Programujeme profesionálně*, Computer Press 2002, ISBN 80-7226-667-5
- [29] http://wikipedia.infostar.cz/j/ja/java_%28programming_language%29.html 3/2010

Seznam příloh

PŘÍLOHA 1. ZROJOVÝ KÓD K PROGRAMU PRO PŘEPOČET SPL NA HL	- 1 -
PŘÍLOHA 2. ZDROJOVÝ KÓD PRO STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ TÓNOVÉ AUDIOMETRIE V MATLABU.....	- 7 -
PŘÍLOHA 3. ZDROJOVÝ KÓD PRO STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ ZKRESLENÉHO PRODUKTU..	- 9 -
PŘÍLOHA 4. ZDROJOVÝ KÓD PRO STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ TRANZIENTNĚ EVOKOVANÁ OAE (TEOAE) V MATLABU	- 11 -
PŘÍLOHA 5. VÝSLEDKY ZPRACOVÁNÍ TRANSIENTNĚ EVOKOVANÉHO PRODUKTU OTOAKUSTICKÉ EMISE.....	- 13 -
PŘÍLOHA 6. TABULKY ZPRACOVÁNÍ TEOAE, TÓNOVÉ AUDIOMETRIE A DPOAE	- 17 -

Příloha 1. Zdrojový kód k programu pro přepočet SPL na HL

Zdrojový kód výsledného programu:

```
public class Main
{
    public static void main(String[] args)
    {
        new GUI();} }
import java.awt.Color;
import java.awt.Dimension;
import java.awt.GridLayout;
import java.awt.event.ActionEvent;
import java.awt.event.ActionListener;

import javax.swing.JButton;
import javax.swing.JFrame;
import javax.swing.JLabel;
import javax.swing.JSeparator;
import javax.swing.JTextField;

public class GUI extends JFrame
{ /**
 *
 */
    private static final long serialVersionUID = 6411499808530678723L;

    private JTextField txtL0;
    private JTextField txtL1;
    private JTextField txtL2;
    private JTextField txtL4;
    private JTextField txtP0;
    private JTextField txtP1;
    private JTextField txtP2;
    private JTextField txtP4;

    private JLabel lblL0;
    private JLabel lblL1;
    private JLabel lblL2;
    private JLabel lblL4;
    private JLabel lblP0;
    private JLabel lblP1;
    private JLabel lblP2;
    private JLabel lblP4;

    private JLabel lblFL;
    private JLabel lblFP;
    private JLabel lblFT;

    private double[][] fowler;

    public GUI()
    { super("Přepočty Dpoae na tónovou audiometrii");
      this.init();
      this.setDefaultCloseOperation(EXIT_ON_CLOSE);
      this.setVisible(true);}

    public static main(String[] args)
    { new GUI();}

    private void init()
```

```
{
    this.setLayout(new GridLayout(0, 6));
    this.setPreferredSize(new Dimension(600, 360));

    this.getContentPane().add(new JLabel());
    this.getContentPane().add(new JLabel("frekvence:"));
    this.getContentPane().add(new JLabel("0.5kHz"));
    this.getContentPane().add(new JLabel("1kHz"));
    this.getContentPane().add(new JLabel("2kHz"));
    this.getContentPane().add(new JLabel("4kHz"));

    this.getContentPane().add(new JLabel());
    this.getContentPane().add(new JLabel());
    this.getContentPane().add(new JLabel("(13)"));
    this.getContentPane().add(new JLabel("(7)"));
    this.getContentPane().add(new JLabel("(9)"));
    this.getContentPane().add(new JLabel("(12)"));

    this.getContentPane().add(new JSeparator());
    this.getContentPane().add(new JSeparator());
    this.getContentPane().add(new JSeparator());
    this.getContentPane().add(new JSeparator());
    this.getContentPane().add(new JSeparator());
    this.getContentPane().add(new JSeparator());

    this.getContentPane().add(new JLabel("SPL"));
    this.getContentPane().add(new JLabel("L"));
    txtL0 = new JTextField();
    txtL0.setText("0");
    this.getContentPane().add(txtL0);
    txtL1 = new JTextField();
    txtL1.setText("0");
    this.getContentPane().add(txtL1);
    txtL2 = new JTextField();
    txtL2.setText("0");
    this.getContentPane().add(txtL2);
    txtL4 = new JTextField();
    txtL4.setText("0");
    this.getContentPane().add(txtL4);

    this.getContentPane().add(new JLabel());
    this.getContentPane().add(new JLabel("P"));
    txtP0 = new JTextField();
    txtP0.setText("0");
    this.getContentPane().add(txtP0);
    txtP1 = new JTextField();
    txtP1.setText("0");
    this.getContentPane().add(txtP1);
    txtP2 = new JTextField();
    txtP2.setText("0");
    this.getContentPane().add(txtP2);
    txtP4 = new JTextField();
    txtP4.setText("0");
    this.getContentPane().add(txtP4);

    this.getContentPane().add(new JSeparator());
    this.getContentPane().add(new JSeparator());
    this.getContentPane().add(new JSeparator());
    this.getContentPane().add(new JSeparator());
    this.getContentPane().add(new JSeparator());
}
```

```

this.getContentPane().add(new JSeparator());

this.getContentPane().add(new JLabel("z SPL -> HL  "));
this.getContentPane().add(new JLabel("L"));
lblL0 = new JLabel("n/a");
lblL0.setForeground(Color.red);
this.getContentPane().add(lblL0);
lblL1 = new JLabel("n/a");
lblL1.setForeground(Color.red);
this.getContentPane().add(lblL1);
lblL2 = new JLabel("n/a");
lblL2.setForeground(Color.red);
this.getContentPane().add(lblL2);
lblL4 = new JLabel("n/a");
lblL4.setForeground(Color.red);
this.getContentPane().add(lblL4);

this.getContentPane().add(new JLabel());
this.getContentPane().add(new JLabel("P"));
lblP0 = new JLabel("n/a");
lblP0.setForeground(Color.red);
this.getContentPane().add(lblP0);
lblP1 = new JLabel("n/a");
lblP1.setForeground(Color.red);
this.getContentPane().add(lblP1);
lblP2 = new JLabel("n/a");
lblP2.setForeground(Color.red);
this.getContentPane().add(lblP2);
lblP4 = new JLabel("n/a");
lblP4.setForeground(Color.red);
this.getContentPane().add(lblP4);

this.getContentPane().add(new JSeparator());
this.getContentPane().add(new JSeparator());
this.getContentPane().add(new JSeparator());
this.getContentPane().add(new JSeparator());
this.getContentPane().add(new JSeparator());
this.getContentPane().add(new JSeparator());

this.getContentPane().add(new JLabel("Ztráty dle"));
this.getContentPane().add(new JLabel("L"));
lblFL = new JLabel("n/a");
lblFL.setForeground(Color.red);
this.getContentPane().add(lblFL);
this.getContentPane().add(new JLabel());
this.getContentPane().add(new JLabel());
this.getContentPane().add(new JLabel());

this.getContentPane().add(new JLabel("Fowlera"));
this.getContentPane().add(new JLabel("P"));
lblFP = new JLabel("n/a");
lblFP.setForeground(Color.red);
this.getContentPane().add(lblFP);
this.getContentPane().add(new JLabel());
this.getContentPane().add(new JLabel());
this.getContentPane().add(new JLabel());

this.getContentPane().add(new JLabel());
this.getContentPane().add(new JLabel("celkové"));
lblFT = new JLabel("n/a");

```

```
lblFT.setForeground(Color.red);
this.getContentPane().add(lblFT);
this.getContentPane().add(new JLabel());
this.getContentPane().add(new JLabel());
this.getContentPane().add(new JLabel());

this.getContentPane().add(new JSeparator());
this.getContentPane().add(new JSeparator());
this.getContentPane().add(new JSeparator());
this.getContentPane().add(new JSeparator());
this.getContentPane().add(new JSeparator());
this.getContentPane().add(new JSeparator());

this.getContentPane().add(new JLabel());
this.getContentPane().add(new JLabel());
this.getContentPane().add(new JLabel());
this.getContentPane().add(new JLabel());
this.getContentPane().add(new JLabel());
JButton btnVypocti = new JButton("přepočti");
btnVypocti.addActionListener(new ActionListener()
{
    @Override
    public void actionPerformed(ActionEvent arg0)
    { String text;
      text =
String.valueOf(zaokrouhliNaPul(Math.abs(((Math.abs(Double.parseDouble(txtL0.getText().replace(',', '.'))-
13.0))))));
      lblL0.setText(text.substring(0, text.length()>9 ? 9 : text.length()));
      text =
String.valueOf(zaokrouhliNaPul(Math.abs(((Math.abs(Double.parseDouble(txtP0.getText().replace(',', '.'))-
13.0))))));
      lblP0.setText(text.substring(0, text.length()>9 ? 9 : text.length()));
      text =
String.valueOf(zaokrouhliNaPul(Math.abs(((Math.abs(Double.parseDouble(txtL1.getText().replace(',', '.'))-
7.0))))));
      lblL1.setText(text.substring(0, text.length()>9 ? 9 : text.length()));
      text =
String.valueOf(zaokrouhliNaPul(Math.abs(((Math.abs(Double.parseDouble(txtP1.getText().replace(',', '.'))-
7.0))))));
      lblP1.setText(text.substring(0, text.length()>9 ? 9 : text.length()));
      text =
String.valueOf(zaokrouhliNaPul(Math.abs(((Math.abs(Double.parseDouble(txtL2.getText().replace(',', '.'))-
9.0))))));
      lblL2.setText(text.substring(0, text.length()>9 ? 9 : text.length()));
      text =
String.valueOf(zaokrouhliNaPul(Math.abs(((Math.abs(Double.parseDouble(txtP2.getText().replace(',', '.'))-
9.0))))));
      lblP2.setText(text.substring(0, text.length()>9 ? 9 : text.length()));
      text =
String.valueOf(zaokrouhliNaPul(Math.abs(((Math.abs(Double.parseDouble(txtL4.getText().replace(',', '.'))-
12.0))))));
      lblL4.setText(text.substring(0, text.length()>9 ? 9 : text.length()));
      text =
String.valueOf(zaokrouhliNaPul(Math.abs(((Math.abs(Double.parseDouble(txtP4.getText().replace(',', '.'))-
12.0))))));
      lblP4.setText(text.substring(0, text.length()>9 ? 9 : text.length()));

      double l0, l1, l2, l3;
      l0 = fowler[zaokrouhliNaPetice(Double.parseDouble(lblL0.getText()))][0];
      l1 = fowler[zaokrouhliNaPetice(Double.parseDouble(lblL1.getText()))][1];
```

```
l2 = fowler[zaokrouhliNaPetice(Double.parseDouble(lblL2.getText()))][2];
l3 = fowler[zaokrouhliNaPetice(Double.parseDouble(lblL4.getText()))][3];
lblFL.setText(Double.toString(l0+l1+l2+l3));
double p0, p1, p2, p3;
p0 = fowler[zaokrouhliNaPetice(Double.parseDouble(lblP0.getText()))][0];
p1 = fowler[zaokrouhliNaPetice(Double.parseDouble(lblP1.getText()))][1];
p2 = fowler[zaokrouhliNaPetice(Double.parseDouble(lblP2.getText()))][2];
p3 = fowler[zaokrouhliNaPetice(Double.parseDouble(lblP4.getText()))][3];
lblFP.setText(Double.toString(p0+p1+p2+p3));
    double fl, fp, ft;
fl = Double.parseDouble(lblFL.getText());
fp = Double.parseDouble(lblFP.getText());
if(fl>fp)
{ft = ((fl-fp)/4.0) + fp;}
else
{ft = ((fp-fl)/4.0) + fl;}
lblFT.setText(Double.toString(ft));});
this.getContentPane().add(btnVypocti);
this.pack();
fowler = new double[100][4];
fowler[0][0] = 0;
fowler[0][1] = 0;
fowler[0][2] = 0;
fowler[0][3] = 0;
fowler[5][0] = 0;
fowler[5][1] = 0;
fowler[5][2] = 0;
fowler[5][3] = 0;
fowler[10][0] = 0.2;
fowler[10][1] = 0.3;
fowler[10][2] = 0.4;
fowler[10][3] = 0.1;
fowler[15][0] = 0.5;
fowler[15][1] = 0.9;
fowler[15][2] = 1.3;
fowler[15][3] = 0.3;
fowler[20][0] = 1.1;
fowler[20][1] = 2.1;
fowler[20][2] = 2.9;
fowler[20][3] = 0.9;
fowler[25][0] = 1.8;
fowler[25][1] = 3.6;
fowler[25][2] = 4.9;
fowler[25][3] = 1.7;
fowler[30][0] = 2.6;
fowler[30][1] = 5.4;
fowler[30][2] = 7.2;
fowler[30][3] = 2.7;
fowler[35][0] = 3.7;
fowler[35][1] = 7.7;
fowler[35][2] = 9.8;
fowler[35][3] = 3.8;
fowler[40][0] = 4.9;
fowler[40][1] = 10.2;
fowler[40][2] = 12.9;
fowler[40][3] = 5.0;
fowler[45][0] = 6.3;
fowler[45][1] = 13.0;
fowler[45][2] = 17.3;
fowler[45][3] = 6.4;
```

```
fowler[50][0] = 7.9;
fowler[50][1] = 15.7;
fowler[50][2] = 22.4;
fowler[50][3] = 8.0;
fowler[55][0] = 9.6;
fowler[55][1] = 19.0;
fowler[55][2] = 25.7;
fowler[55][3] = 9.7;
fowler[60][0] = 11.3;
fowler[60][1] = 21.5;
fowler[60][2] = 28.0;
fowler[60][3] = 11.2;
fowler[65][0] = 12.8;
fowler[65][1] = 23.5;
fowler[65][2] = 30.2;
fowler[65][3] = 12.5;
fowler[70][0] = 13.8;
fowler[70][1] = 25.5;
fowler[70][2] = 32.2;
fowler[70][3] = 13.5;
fowler[75][0] = 14.6;
fowler[75][1] = 27.2;
fowler[75][2] = 34.0;
fowler[75][3] = 14.2;
fowler[80][0] = 14.8;
fowler[80][1] = 28.8;
fowler[80][2] = 35.8;
fowler[80][3] = 14.6;
fowler[85][0] = 14.9;
fowler[85][1] = 29.8;
fowler[85][2] = 37.5;
fowler[85][3] = 14.8;
fowler[90][0] = 15.0;
fowler[90][1] = 29.9;
fowler[90][2] = 39.2;
fowler[90][3] = 14.9;
fowler[95][0] = 15.0;
fowler[95][1] = 30.0;
fowler[95][2] = 40.0;
fowler[95][3] = 15.0;}

public static double zaokrouhliNaPul(double vstup)
{double zbytek = vstup%1;
double vystup = 0.0;if(zbytek<0.25)
{vystup = vstup - zbytek;}
else if(zbytek<0.75)
{vystup = vstup - zbytek + 0.5;}else
{vystup = vstup - zbytek + 1.0;}
return vystup;}

public static int zaokrouhliNaPetice(double vstup)
{double zbytek = vstup%5.0;
double temp = 0.0;
int vystup = 0;
if(zbytek<2.5)
{temp = vstup - zbytek;}else
{temp = vstup - zbytek + 5.0;}
vystup = (int) temp;if(vystup < 0)
{vystup = 0;}
if(vystup > 95)
{vystup = 95;}
return vystup;}}
```

Příloha 2. Zdrojový kód pro statistické zpracování tónové audiometrie v matlabu

```
close all
clear all
clc

F1=[5;10;0;0;5;10;5;0;5;5;5;5;0;5;0;0;5;10;10;45;0;-5;15;10;5;5;0;0;5;5;15;0;-5;0;5;5;0;0;0;-5;-
5;10;5;5;5;-5;0;0;5;10;10;5;5;0;0];
F2=[10;5;5;5;10;5;5;5;5;15;5;5;5;10;5;5;10;15;15;35;5;0;10;15;10;5;0;5;10;0;10;5;0;0;5;5;5;5;5;5;
15;20;5;5;5;5;5;5;0;10;10;0;0];
F3=[5;10;0;0;5;10;10;0;15;5;10;10;5;10;5;5;5;10;20;30;0;0;25;15;15;15;0;5;10;5;0;0;0;5;0;0;5;15;10
;0;0;10;15;5;5;5;0;0;-5;0;5;5;10;10;5];
F4=[20;15;-5;0;5;0;5;10;5;5;5;30;5;0;0;0;0;15;40;-5;-5;30;40;40;40;5;5;0;5;5;-
5;0;0;10;0;0;5;0;0;0;5;5;-5;0;-5;-5;0;-5;0;0;5;5;0;0];

data1=[F1 F2 F3 F4];
F1=sort(F1);
F2=sort(F2);
F3=sort(F3);
F4=sort(F4);
data=sort(data1)
delka=[1:length(F1)];
osa=zeros(1,delka);
figure(1)%diagram rozlozeni dat
subplot(2,1,1);
plot(F1,osa,'*');
title('diagram rozložení pro frekvenci 500 Hz');
subplot(2,1,2);
plot(F2,osa,'*');
title('diagram rozložení pro frekvenci 1000 Hz');
figure(2)%diagram rozlozeni dat
subplot(2,1,1);
plot(F3,osa,'*');
title('diagram rozložení pro frekvenci 2000 Hz');
subplot(2,1,2);
plot(F4,osa,'*');
title('diagram rozložení pro frekvenci 4000 Hz');
figure(3)%Distribuční funkce
subplot(2,1,1);
cdfplot(F1);
title('distribuční funkce pro frekvenci 0.5 kHz');
subplot(2,1,2);
cdfplot(F2);
title('distribuční funkce pro frekvenci 1 kHz');
figure(4)%Distribuční funkce
subplot(2,1,1);
cdfplot(F3);
title('distribuční funkce pro frekvenci 2 kHz');
subplot(2,1,2);
cdfplot(F4);
title('distribuční funkce pro frekvenci 4 kHz');
%%
figure(5)
boxplot(data,'notch','on')
```

```

title('krabicové grafy');
figure(6)
boxplot([F1,F2,F3,F4 ],'notch','on','labels',{'frekvence 500 Hz','frekvence 1 kHz','frekvence 2
kHz','frekvence 4 kHz'})
title('krabicové grafy');
%%
figure(8)%histogram s prolozením krivky norm.rozd.
subplot(4,1,1);
histfit(F1);
title('histogram pro frek. 500 Hz');
subplot(4,1,2);
histfit(F2);
title('histogram pro frek. 1 kHz');
subplot(4,1,3);
histfit(F3);
title('histogram pro frek. 2 kHz');
subplot(4,1,4);
histfit(F4);
title('histogram pro frk. 4 kHz');
%
for (i=1:4)
a=data(:,i)
minData(i)=min(a)
maxData(i)=max(data(:,i))
rozsah(i)=range(data(:,i))
stredni(i)=mean(data(:,i))
smerodch(i)=std(data(:,i))
medianDAT(i)=median(data(:,i))
interkvantrozpeti(i)=iqr(data(:,i))
rozptyl1(i)=var(data(:,i))
kvD(i)=prctile(data(:,i),25)
kvH(i)=prctile(data(:,i),75)
sikmost(i)=skewness(data(:,i))
spicat(i)=kurtosis(data(:,i))-3
end

```

Příloha 3. Zdrojový kód pro statistické zpracování zkráceného produktu

```
close all
clear all
clc
```

```
F2=[1.1;2.5;1.3;0.2;2.3;2.3;10.9;10.0;6.2;4.2;3.6;0.1;6.1;3.0;7.7;8.4;5.8;1.8;4.9;6.9;6.8;0.7;0.2;0.5;5.0;
3.2;0.5;4.2;1.5;3.2;3.8;1.8;7.9;8.8;2.2;1.3;5.2;4.0;2.7;0.6;1.8;3.7;4.3;3.7;5.4;5.6;10.8;7.6;0.1;2.9;3.5;3.
8;5.0;5.4;1.4;2.3];
F3=[7.9;2.8;1.0;5.2;6.7;4.6;6.2;4.1;8.0;0.8;7.4;6.0;8.6;8.9;3.5;3.8;3.1;4.3;7.0;2.9;5.0;1.7;4.1;3.4;9.8;6.3
;8.3;7.7;3.4;1.2;3.4;4.9;7.2;4.9;2.6;6.8;8.8;1.3;7.7;2.0;3.2;3.6;5.8;5.6;5.6;3.6;7.0;2.6;8.4;7.5;8.7;7.6;7.3
;4.9;7.6;8.5];
F4=[4.9;1.1;3.9;4.9;5.3;6.7;2.4;4.7;1.0;3.9;0.2;7.0;9.4;10.2;2.7;2.4;11.6;4.4;24.3;1.5;1.1;3.7;3.0;6.1;22.
2;13.1;9.1;3.0;2.6;2.7;7.0;5.7;7.6;7.5;7.5;0.6;11.5;8.8;8.7;2.1;2.5;2.5;11.2;8.5;0.6;0.6;7.1;6.7;1.5;0.5;7.
1;1.0;3.4;5.6;10.9;5.7];
F1=[5;10.7;2.2;7.3;7.7;12.8;10.1;7.0;11.4;9.6;12.6;6.9;13.0;6.6;7.1;9.1;10.7;7.0;0.1;3.4;12.8;11.6;6.7;1
1.0;5.9;7.2;2.7;2.2;7.3;9.9;3.5;6.8;10.5;7.0;11.6;9.2;8.1;9.0;1.7;10.2;11.3;5.7;3.8;1.0;10.9;12.0;10.2;9.2
;11.6;9.7;7.0;4.8;4.4;1.5;7.0;9.5];
```

```
data1=[F1 F2 F3 F4];
F1=sort(F1);
F2=sort(F2);
F3=sort(F3);
F4=sort(F4);
data=sort(data1)
delka=[1:length(F1)];
osa=zeros(1,delka);
figure(1)% diagram rozložení dat
subplot(2,1,1);
plot(F1,osa,'*');
title('diagram rozložení pro frekvenci 500 Hz');
subplot(2,1,2);
plot(F2,osa,'*');
title('diagram rozložení pro frekvenci 1000 Hz');
figure(2)% diagram rozložení dat
subplot(2,1,1);
plot(F3,osa,'*');
title('diagram rozložení pro frekvenci 2000 Hz');
subplot(2,1,2);
plot(F4,osa,'*');
title('diagram rozložení pro frekvenci 4000 Hz');
figure(3)% Distribuční funkce
subplot(2,1,1);
cdfplot(F1);
title('distribuční funkce pro frekvenci 0.5 kHz');
subplot(2,1,2);
cdfplot(F2);
title('distribuční funkce pro frekvenci 1 kHz');
figure(4)% Distribuční funkce
subplot(2,1,1);
cdfplot(F3);
title('distribuční funkce pro frekvenci 2 kHz');
subplot(2,1,2);
cdfplot(F4);
```

```
title('distribucní funkce pro frekvenci 4 kHz');
%%
figure(5)
boxplot(data,'notch','on')
title('krabicové grafy');
figure(6)
boxplot([F1,F2,F3,F4 ],'notch','on','labels',{'frekvence 500 Hz','frekvence 1 kHz','frekvence 2 kHz','frekvence 4 kHz'})
title('krabicové grafy');
%%
figure(8)% histogram s prolozením krivky norm.rozd.
subplot(4,1,1);
histfit(F1);
title('frekvence 500 Hz');
subplot(4,1,2);
histfit(F2);
title('frekvence 1 kHz');
subplot(4,1,3);
histfit(F3);
title('frekvence 2 kHz');
subplot(4,1,4);
histfit(F4);
title('frekvence 4 kHz');
%
for (i=1:4)
a=data(:,i)
minData(i)=min(a)
maxData(i)=max(data(:,i))
rozsah(i)=range(data(:,i))
stredni(i)=mean(data(:,i))
smerodch(i)=std(data(:,i))
medianDAT(i)=median(data(:,i))
interkvantrozpeti(i)=iqr(data(:,i))
rozptyl1(i)=var(data(:,i))
kvD(i)=prctile(data(:,i),25)
kvH(i)=prctile(data(:,i),75)
sikmost(i)=skewness(data(:,i))
spicat(i)=kurtosis(data(:,i))-3
end
```

Příloha 4. Zdrojový kód pro statistické zpracování tranzientně evokovaná oae (Teoae) v matlabu

```
close all
clear all
clc
```

```
TE1=[16;47;97;96;71;72;98;95;96;86;47;91;83;-8;96;97;52;40;-45;-
11;86;62;52;26;94;0;54;74;98;98;70;-26;51;77;36;58;-15;0;92;70;80;76;62;93;73;47;99;97;96;-
7;3;40;-8;-10;89;80];
TE2=[81;71;95;89;81;84;99;99;99;99;59;89;88;62;98;98;35;75;48;67;97;90;30;74;93;43;82;
96;98;97;86;67;79;86;98;23;51;22;97;98;96;94;86;94;93;87;99;99;98;90;1;68;90;86;96;96];
TE3=[84;65;98;97;97;95;98;96;98;99;40;4;84;91;99;98;-65;0;-
4;77;98;94;12;88;32;81;93;96;97;99;84;44;86;69;74;90;-
1;77;95;98;95;97;94;96;85;94;98;98;99;94;88;41;93;89;97;88];
TE4=[92;86;95;95;92;97;97;91;99;99;87;78;67;71;99;99;32;68;41;44;95;96;46;90;9;-
30;83;85;97;97;95;58;86;84;93;61;70;94;97;97;83;95;98;98;93;93;99;94;96;96;90;82;94;88;80;93];
TE5=[60;88;30;39;91;93;81;82;89;93;67;16;5;-11;98;84;38;59;0;49;91;96;8;78;10;-
32;50;73;91;91;97;30;71;92;44;39;82;92;96;81;84;89;68;82;84;78;97;92;81;90;95;78;92;78;94;88];
```

```
data1=[TE1 TE2 TE3 TE4 TE5];
TE1=sort(TE1);
TE2=sort(TE2);
TE3=sort(TE3);
TE4=sort(TE4);
TE5=sort(TE5);

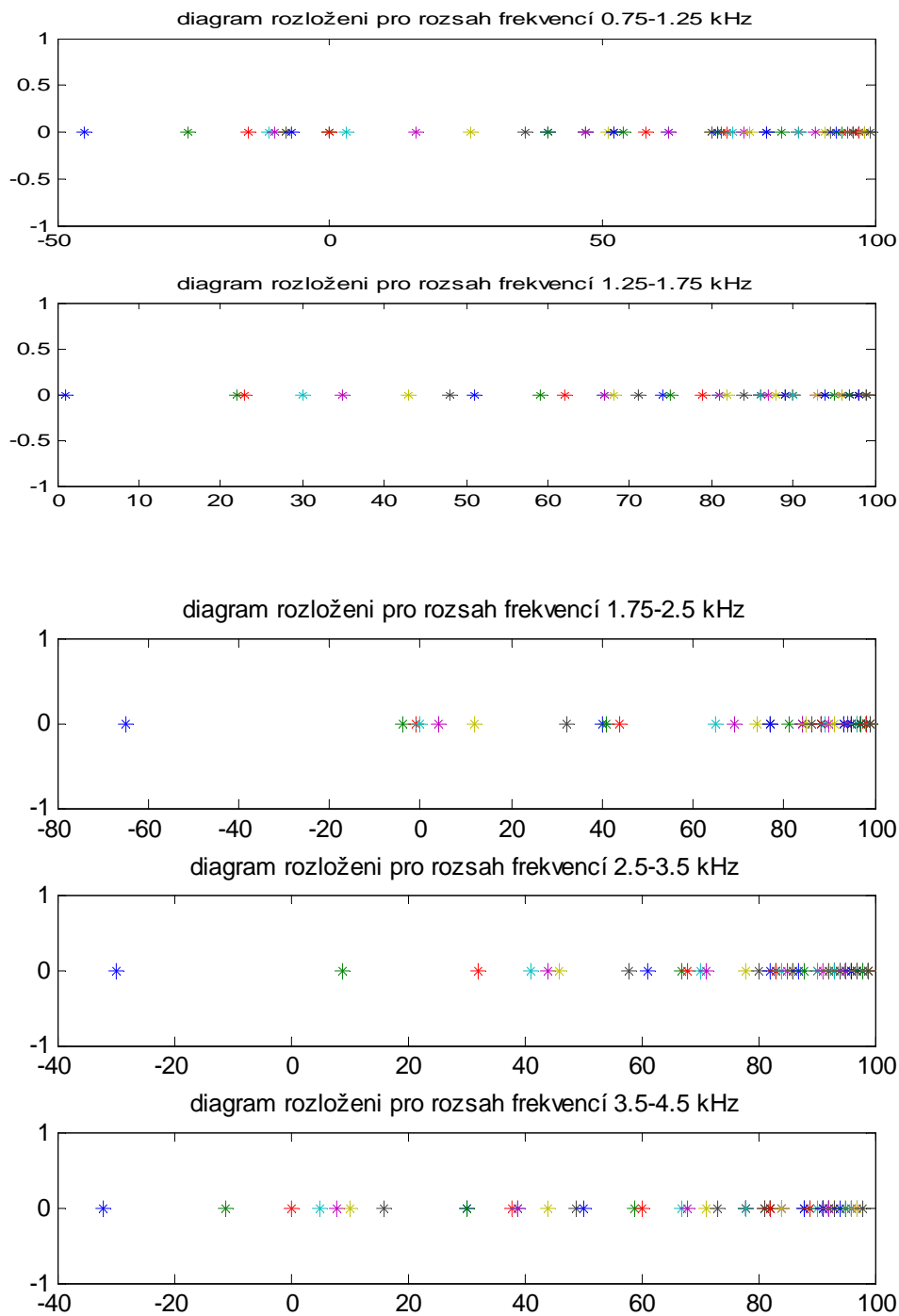
data=sort(data1)
delka=[1:length(TE1)];
osa=zeros(1,delka);
figure(1)%diagram rozlozeni dat
subplot(2,1,1);
plot(TE1,osa,'*');
title('diagram rozložení pro rozsah frekvencí 0.75-1.25 kHz');
subplot(2,1,2);
plot(TE2,osa,'*');
title('diagram rozložení pro rozsah frekvencí 1.25-1.75 kHz');
figure(2)%diagram rozlozeni dat
subplot(3,1,1);
plot(TE3,osa,'*');
title('diagram rozložení pro rozsah frekvencí 1.75-2.5 kHz');
subplot(3,1,2);
plot(TE4,osa,'*');
title('diagram rozložení pro rozsah frekvencí 2.5-3.5 kHz');
subplot(3,1,3);
plot(TE5,osa,'*');
title('diagram rozložení pro rozsah frekvencí 3.5-4.5 kHz')
```

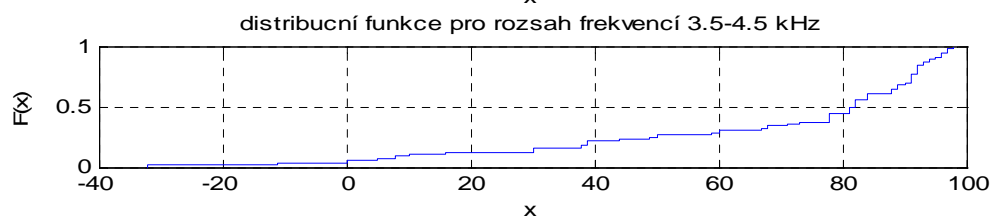
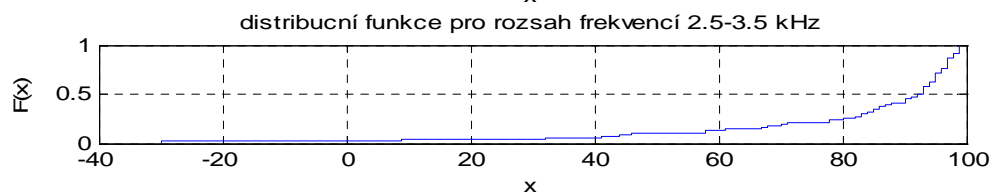
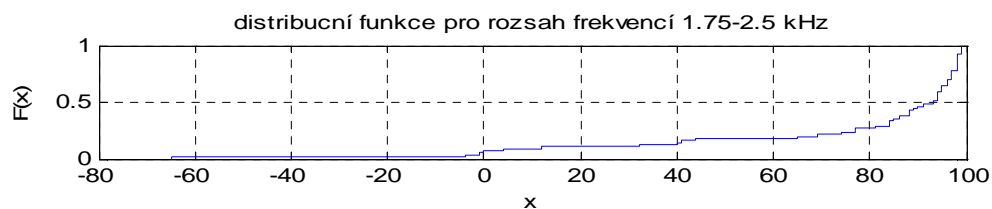
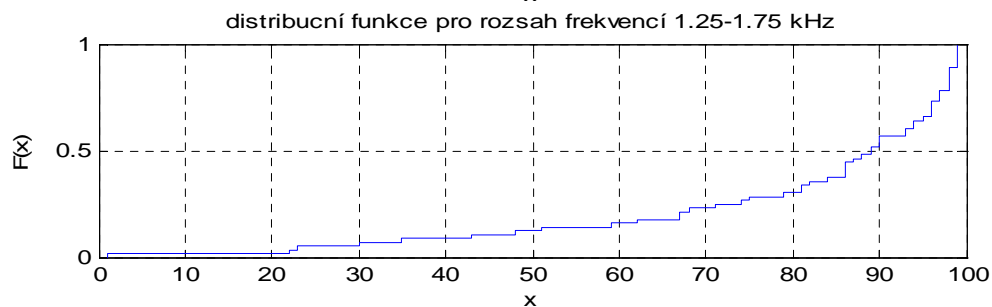
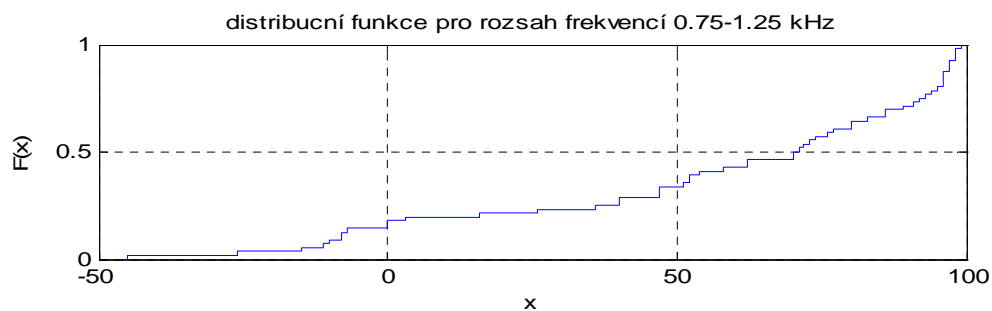
```
figure(3)%Distribuční funkce
subplot(2,1,1);
cdfplot(TE1);
title('distribuční funkce pro rozsah frekvencí 0.75-1.25 kHz');
subplot(2,1,2);
cdfplot(TE2);
title('distribuční funkce pro rozsah frekvencí 1.25-1.75 kHz');
figure(4)%Distribuční funkce
```

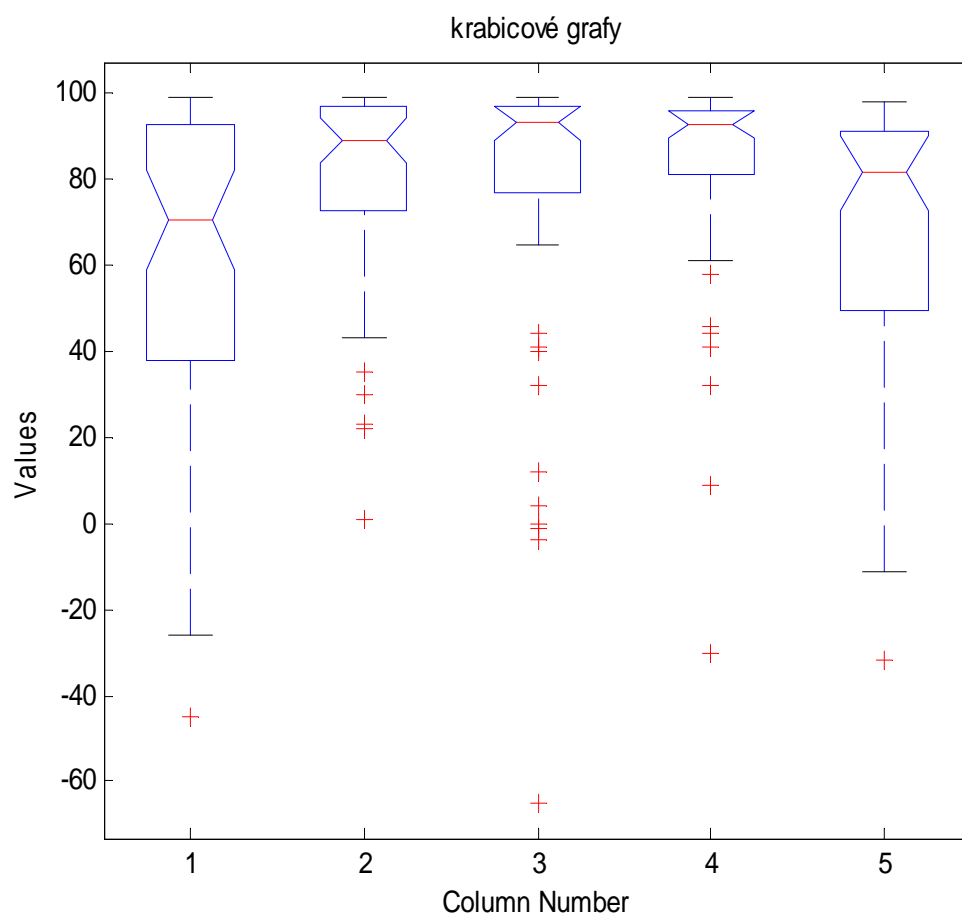
```
subplot(3,1,1);
cdfplot(TE3);
title('distribucní funkce pro rozsah frekvencí 1.75-2.5 kHz');
subplot(3,1,2);
cdfplot(TE4);
title('distribucní funkce pro rozsah frekvencí 2.5-3.5 kHz');
subplot(3,1,3);
cdfplot(TE5);
title('distribucní funkce pro rozsah frekvencí 3.5-4.5 kHz');

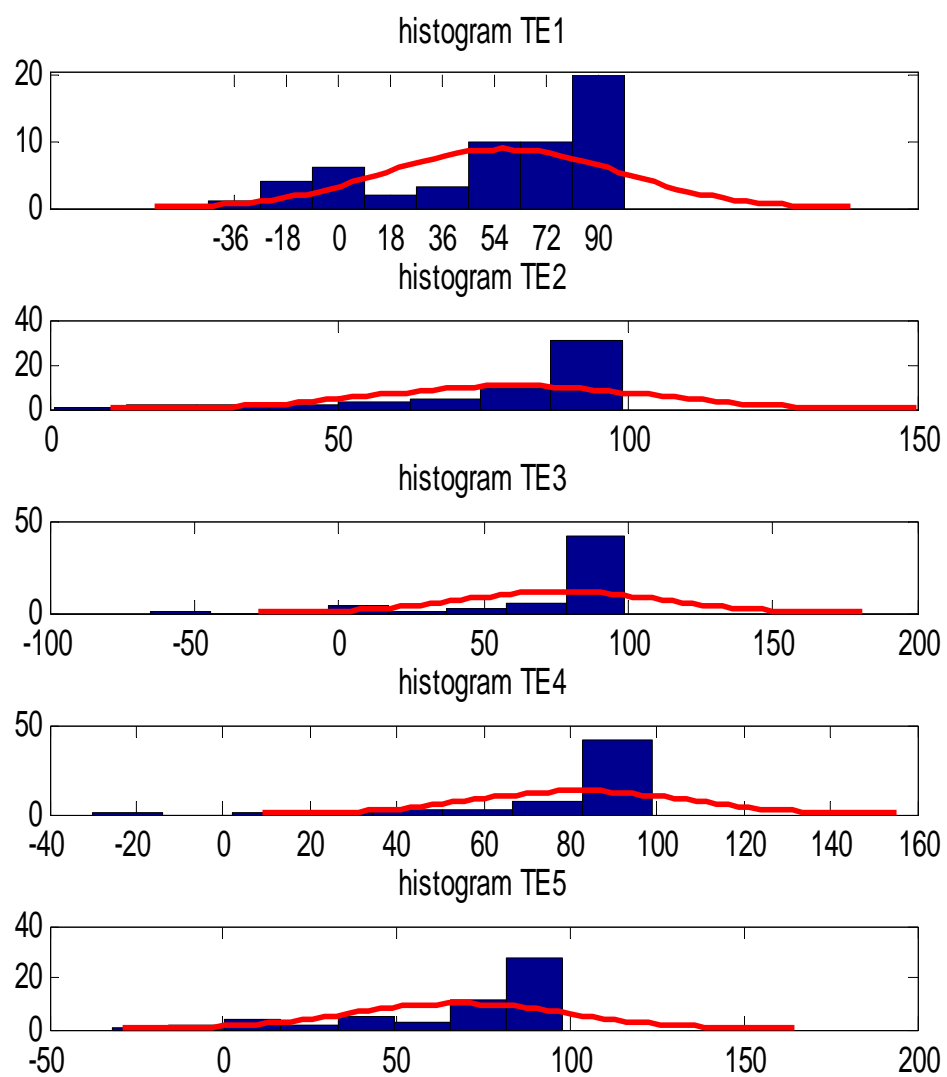
%%
figure(5)
boxplot(data,'notch','on')
title('krabicové grafy');
figure(6)
boxplot([TE1,TE2,TE3,TE4,TE5],'notch','on','labels',{ 'TE1','TE2','TE3','TE4','TE5'})
title('krabicové grafy vzdálenost');
%%
figure(8)%histogram s prolozením křivky norm.rozd.
subplot(5,1,1);
histfit(TE1);
title('histogram TE1');
subplot(5,1,2);
histfit(TE2);
title('histogram TE2');
subplot(5,1,3);
histfit(TE3);
title('histogram TE3');
subplot(5,1,4);
histfit(TE4);
title('histogram TE4');
subplot(5,1,5);
histfit(TE5);
title('histogram TE5');
%
for (i=1:5)
a=data(:,i)
minData(i)=min(a)
maxData(i)=max(data(:,i))
rozsah(i)=range(data(:,i))
stredni(i)=mean(data(:,i))
smerodch(i)=std(data(:,i))
medianDAT(i)=median(data(:,i))
interkvantrozpeti(i)=iqr(data(:,i))
rozptyl(i)=var(data(:,i))
kvD(i)=prctile(data(:,i),25)
kvH(i)=prctile(data(:,i),75)
sikmost(i)=skewness(data(:,i))
spicat(i)=kurtosis(data(:,i))-3
end
```

Příloha 5. Výsledky zpracování transientně evokovaného produktu otoakustické emise









Příloha 6. Tabulky zpracování Teoae, tónové audiometrie a Dpoae

	frekvence kHz				
	0.75-1.25	1.25-1.75	1.75-2.5	2.5-3.5	3.5-4.5
mini. data	-45,0000	1,0000	-65,0000	-30,0000	-32,0000
max. data	99,0000	99,0000	99,0000	99,0000	98,0000
rozsah	144,0000	98,0000	164,0000	129,0000	130,0000
střední hodnota	56,8393	80,2857	76,8393	82,2143	67,8750
směrodatná odchylka	40,0776	23,2361	34,8121	24,3786	32,2113
medián dat	70,5000	89,0000	93,0000	92,5000	81,5000
interkvant. rozpětí	54,5000	24,5000	20,0000	15,0000	41,5000
rozptyl	1606,2000	539,9000	1211,9000	594,3000	1037,6000
dolní kvantil	38,0000	72,5000	77,0000	81,0000	49,5000
horní kvantil	92,5000	97,0000	97,0000	96,0000	91,0000
šikmost	-0,8370	-1,6353	-2,1519	-2,6031	-1,3353
špičatost	-0,4921	1,9926	4,2899	7,6009	0,8257

Tab.1 Zpracované hodnoty transientně evokované otoakustické emise

	frekvence			
	500 Hz	1000 Hz	2000Hz	4000 Hz
minData	-5	0	-5	-5
maxData	45	35	30	40
rozsah	50	35	35	45
střední hodnota	4,1964	6,8750	6,5179	5,8036
smerodch	7,3098	5,8436	6,8037	12,0143
median	5	5	5	0
Interkvant rozpětí	5	5	10	5
rozptyl	53,4334	34,1477	46,2906	144,3425
kvartil dolní	0	5	0	0
horní kvartil	5	10	10	5
šikmost	3,1348	2,2701	1,1409	1,888
špičatost	15,479	8,0557	1,6218	2,6377

Tab. 2 Hodnoty tónové audiometrie

	frekvence			
	500 Hz	1000 Hz	2000Hz	4000 Hz
minData	0,1	0,1	0,8	0,2
maxData	13	10,9	9,8	24,3
rozsah	12,9	10,8	9	24,1
střední hodnota	7,7643	3,9411	5,3714	5,7411
směr. odchylka	3,4077	2,7972	2,414	4,795
median	7,5	3,65	5,4	4,9
interkvant. rozpeti	4,8	3,7	4,15	5,1
rozptyl	11,6125	7,8243	5,8272	22,9916
kvartil dolní	5,8	1,8	3,4	2,45
horní kvartil	10,6	5,5	7,55	7,55
šikmost	-0,4488	0,692	-0,1311	1,7599
špičatost	-0,7047	-0,1592	-1,1063	4,259

Tab. 3 Hodnoty Dpoae
